



Universidad
Carlos III de Madrid



CONSEJO SUPERIOR
DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS

Centro de Automática y Robótica

Grado en ingeniería Electrónica Industrial y Automática:

Trabajo de Fin de Grado

Estudio y modelado de la señal electromiográfica del tobillo para la instrumentación del exoesqueleto robótico ATLAS.

Autor:

Borja Sánchez Otero

Tutor del proyecto en Universidad Carlos III:

D. Raúl Sánchez Reíllo

Leganés, a 23 de Febrero de 2014.

Proyecto ATLAS de exoesqueleto de miembro inferior.

Agradecimientos

En primer lugar, y por razones obvias, me gustaría agradecer a la Dra. Elena García Armada, mi tutora en el CSIC, la oportunidad que me brindó de poder participar en un proyecto como este, que me ha permitido otear el mundo de la investigación, al cual había sido casi ajeno. La vorágine de proyectos del CSIC da más valor a su tutela.

Quisiera dar las gracias a mi tutor en la Universidad Carlos III, el Dr. Raúl Sánchez Reíllo, número uno en, entre otras cosas, explicar los duros caminos burocráticos hacia el final de la carrera.

Quiero agradecer también su ayuda a Dani, que en su continuo ir y venir de ideas, trajines y todo tipo de enseres electrónicos, ha sabido sacar la ayuda que me ha desatascado en muchas ocasiones. A Xabi y Manu, por prestar la ayuda necesaria sin retardo alguno. A Javi y Carlos, compañeros en la universidad y en esta aventura de la que guardaremos un gran recuerdo; y en general a todo el personal del CSIC por quitar un poco de tiempo a sus proyectos para sacar adelante el mío.

Por su fe ciega en mí y por estar apoyándome desde tiempos inmemoriales, ocupa un lugar especial en estos agradecimientos el nombre de Pili. Siempre ha creído más en mí que yo mismo, y después de todo, y como siempre, resulta que le tengo que dar la razón. Su visión médica me ha ayudado a comprender las bases científicas de este proyecto, y su visión del resto de las cosas de la vida tiene mucha culpa de que no me haya ahogado en este mar de asignaturas y en otros muchos mares que suelo frecuentar.

Por supuesto, gracias a mi familia, que ha aguantado estoicamente un diluvio de manías, de desórdenes, de papeles y artilugios ingenieriles varios.

A mi padre por ser una enciclopedia infinita de consejos, de paciencia y de la experiencia del que ya sabe cómo funciona esto. Si dijera incansable me quedaría corto, cortísimo. A mi madre, por la logística de tantos y tantos días, y a mis hermanos porque, aunque no se pueden elegir, yo no lo hubiera hecho mejor.

A mis abuelos por absolutamente todo. Apostaron por mí desde el día que empecé a plantar este jardín, que hoy por fin pueden ver terminado. Sería una temeridad no decir que sus empujones ininterrumpidos han hecho lo que soy ahora, y me remonto mucho más atrás de cuando empecé la carrera. Gracias de por vida.

A Chema y Gloria, porque han hecho muchísimo más de lo que les tocaba para que pueda estar donde estoy a día de hoy.

A mis amigos y amigas por soportar tantas cosas y darme tantísimas otras, han sido y serán un revulsivo necesario en las horas de agobios, trabajos y épocas de exámenes. Como el pájaro que espera en el nido a que le traigan algo para sobrevivir. No se lo podré pagar. Todos los que están incluidos aquí ya lo sabían antes de empezar siquiera esta memoria.

Especial mención merece Alberto, vecino, amigo y hermano de todo menos de sangre desde el minuto uno y estoy seguro que hasta el tiempo de descuento.

A la Spanish House Mafia, mis compañeros de fatigas universitarias y de encierros bibliotecarios, en lo que sólo es una milésima parte de lo que ahora nos une. Sin vosotros este camino hubiera tenido piedras, charcos y muros; sin embargo, ahora miro atrás y veo una preciosa carretera que fuisteis asfaltando a mi paso. Os sienta genial el traje.

Y, en fin, a todos aquellos que en algún momento impregnaron mi ser con pinceladas de distinta índole y que no podría enumerar por ser innumerables.

Por último, me gustaría decir que el orden de los factores no altera el producto, ya que todos en su conjunto han dado lugar, de una u otra manera, a quien firma este proyecto, dentro y fuera de la universidad, porque esto no se puede limitar sólo a conocimientos técnicos.

Resumen del proyecto

El mundo de la robótica, la automática y la electrónica están inexorablemente unidos por su naturaleza, y los avances en cada uno de los campos permiten mejorar, o mejoran directamente, al resto de disciplinas.

Las aplicaciones de todos estos campos han estado históricamente relacionadas con el sector de la industria, donde ya forman parte imprescindible, pero con el desarrollo de nuevas tecnologías más autónomas y más contenidas en cuanto a tamaño permitió, desde hace unos años hasta la actualidad, introducir al mundo de la robótica en otros ámbitos distintos a la industria, como el biomédico o el doméstico.

Con la llegada de estas nuevas tecnologías aplicadas en terapias y las técnicas hardware y software de última generación, se han podido desarrollar, hasta la actualidad, distintos robots comerciales que ayudan a personal médico y rehabilitador a mejorar y acelerar la recuperación de facultades perdidas o mermadas en personas con discapacidad.

El proyecto que ocupa las siguientes páginas es, precisamente, una parte del desarrollo de uno de los robots asistenciales más novedosos, actualmente en una fase primaria-media de desarrollo, que incorpora mejoras para hacer de este tipo de dispositivos que sean utilizables en un entorno real, con todo lo que ello conlleva.

El proyecto ATLAS está, en múltiples disciplinas, creando un exoesqueleto para miembros inferiores con una interfaz humano-máquina rápida, viable y con una velocidad de reacción lógica que haga factible un uso del dispositivo en entornos hostiles, con rampas, escalones o piso no firme.

El objetivo de este proyecto, enmarcado dentro del desarrollo del exoesqueleto ATLAS, pretende recoger, acondicionar y enviar las señales recogidas por sensores en los músculos clave del movimiento a un controlador para optimizar la respuesta global del sistema.

Estas señales, llamadas señales electromiográficas (EMG) dado que provienen de los músculos, tienen que ser tratadas desde su generación hasta su uso por parte del exoesqueleto, adquiriéndolas y acondicionándolas para dar una respuesta real, dinámica y rápida.

Se ha realizado un gran trabajo de documentación, según los últimos artículos científicos en la materia que concierne al mundo de los exoesqueletos robóticos, para comprender y poder llevar a cabo los objetivos del proyecto, probando distintas técnicas hasta obtener la respuesta óptima.

Abstract

Applications of Robotics have been historically associated with the industry sector, where they currently form an essential part. Nonetheless, the development of new technologies has allowed the creation of robots which can be applied in new areas, such as in the domestic scope or biomedicine.

The application of new technologies in the healthcare sphere has helped medical and rehabilitation staff improve and accelerate the recovery of lost or diminished functions in disabled people.

The ATLAS project is creating a lower-limb exoskeleton with a fast and feasible human-machine interface and enough speed to react appropriately in real environments.

The objective of this paper, contained in the ATLAS project, is to collect, prepare and send the electric signals collected by sensors in two of the several muscles which produce ankle movement. Signals to a controller to optimize the overall system response.

These signals, called electromyographic (EMG) signals, have to be treated from its generation to its use by the driver, acquiring them and preparing them for a real, dynamic and fast response.

Índice de contenidos

Agradecimientos.....	5
Resumen del proyecto.....	7
Abstract.....	8
Índice de contenidos.....	10
Índice de figuras.	12
Listado de siglas y acrónimos.....	14
Índice de tablas.....	15
1. Introducción.	17
1.1. Elección del proyecto.	17
1.2. Motivación.	17
1.3. Objetivos generales.	18
2. Repercusión social y económica del proyecto.....	19
3. Introducción histórica a la robótica	20
4. Estado del arte. Robots asistenciales y exoesqueletos comerciales.	26
4.1. Introducción.	26
4.2. Definición de exoesqueleto robótico.	26
4.3. Reseña histórica de los exoesqueletos robóticos.	28
5. Principios fisiológicos.	32
5.1. Introducción.....	32
5.2. La generación y conducción del impulso nervioso.....	32
5.2.1. Principios de la conducción nerviosa y la contracción muscular.....	32
5.2.2. La contracción muscular.	36
5.3. Introducción a la mecánica del caminado.....	42
5.4. Conclusión.....	44
6. Introducción al proyecto ATLAS.	45
6.1. Presentación general del proyecto.....	45
6.2. Objetivos personales del proyecto.....	48
6.3. Planificación.....	49
6.4. Presupuesto del proyecto.	50
7. Metodología y trabajo realizado.	53
7.1. Herramientas de desarrollo.	53
7.2. Desarrollo hardware.	56
7.2.1. Rectificación.	58
7.2.2. Detector de envoltente.	58
7.2.3. Amplificación.	60

7.3.	Desarrollo software.	61
7.3.1.	Adquisición de la señal EMG.	63
7.3.2.	Suavizado de la señal EMG.	65
8.	Filtrado Butterworth.	66
8.1.	Introducción.....	66
8.2.	Desarrollo.....	66
8.3.	Interpretación de los resultados.....	67
8.4.	Ensayos Butterworth.....	70
9.	Filtrado adaptativo.....	76
9.1.	Introducción.....	76
9.2.	Desarrollo.....	76
9.3.	Interpretación de los resultados.....	80
9.4.	Ensayos adaptativos.....	82
10.	Comparación de los resultados de ambos filtros.....	85
11.	Continuación del proyecto.	86
12.	Conclusiones.	87
13.	Bibliografía.....	88
14.	Anexos.	89
14.1.	Sensores EMG SX230.....	89
14.2.	Controlador de CompactRIO9022.....	93
14.3.	Módulo de alimentación de la CompactRIO.....	96
14.4.	Módulo de entradas analógicas NI 9201.....	100

Índice de figuras

- Figura 1. Transistor de W.B. Shockley.
- Figura 2. Robot Lunokhod 1 de la Agencia Espacial Rusa.
- Figura 3. Transbordador Columbia de la NASA.
- Figura 4. Robot manipulador KUKA.
- Figura 5. Exoesqueletos YANG, Hardiman y BLEEX.
- Figura 6. Exoesqueletos MIT, HAL-5, Nurse-Assisting y RoboKnee.
- Figura 7. Estructura muscular.
- Figura 8. Organización de las fibras musculares.
- Figura 9. Disposición de actina y miosina.
- Figura 10. Gráfica del potencial de acción.
- Figura 11. Ciclo del caminado del ser humano.
- Figura 12. Fuerzas y ángulos en las articulaciones.
- Figura 13. Estructura y componentes del exoesqueleto ATLAS.
- Figura 14. Chasis de la CompactRIO.
- Figura 15. Visión del tibial anterior y el sóleo.
- Figura 16. Flujo de la señal EMG.
- Figura 17. Colocación sobre el sóleo.
- Figura 18. Colocación sobre el tibial anterior.
- Figura 19. Conexionado al osciloscopio.
- Figura 20. Detector de envolvente en PSIM.
- Figura 21. Seguimiento de activación en PSIM
- Figura 22. Conexionado del amplificador.
- Figura 23. Herramienta MAX.
- Figura 24. Diagrama de bloques del VI.
- Figura 25. Panel frontal del VI.
- Figura 26. Fragmento de bloque Butterworth en LabVIEW.

Figura 27. Comparación de la señal cruda y la filtrada en $f=0,82\text{Hz}$.

Figura 28. Comparación de la señal cruda y la filtrada en $f=2,5\text{Hz}$.

Figura 29. Comparación de la señal cruda y la filtrada en $f=0,3\text{Hz}$.

Figura 30. Comparación del seguimiento a distintas frecuencias.

Figura 31. Señal del tibial anterior resultado de caminar en llano.

Figura 32. Señal del sóleo resultado de caminar en llano.

Figura 33. Señal del tibial anterior resultado de caminar en rampa ascendente.

Figura 34. Señal del sóleo resultado de caminar en rampa ascendente.

Figura 35. Señal del tibial anterior resultado de caminar en rampa descendente.

Figura 36. Señal del sóleo resultado de caminar en rampa descendente.

Figura 37. Señal del tibial anterior resultado de levantarse.

Figura 38. Señal del sóleo resultado de levantarse.

Figura 39. Señal del tibial anterior resultado de sentarse.

Figura 40. Señal del sóleo resultado de sentarse.

Figura 41. Flujo de la señal EMG a través del filtro adaptativo

Figura 42. Fragmento de VI que muestra la lógica adaptativa.

Figura 43. Señal del tibial anterior en activaciones cortas.

Figura 44. Señal del tibial anterior en activaciones largas y fluctuantes.

Figura 45. Panel frontal con resultados del filtro adaptativo I.

Figura 46. Panel frontal con resultados del filtro adaptativo II.

Figura 47. Panel frontal con resultados del filtro adaptativo III.

Figura 48. Filtrado Butterworth.

Figura 49. Filtrado adaptativo.

Listado de siglas y acrónimos

Siglas y acrónimos	Descripción
UC3M	Universidad Carlos III de Madrid
EMG	Electromiografía
DC	Direct Current
VI	Virtual Instrument
ISO	International Standardization Organization
ENIAC	Electronic Numerical Integrator and Computer
ELSIE	Electro-Light-Sensitive Internal-External
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
PLC	Electro-Light-Sensitive Internal-External
NASA	National Aeronautics and Space Administration
GDL	Grados de libertad
DARPA	Defense Advanced Research Projects Agency
EHPA	Exoskeletons for Human Performance Augmentation
BLEEX	Berkeley Lower Extremity Exoskeleton
MIT	Massachusetts Institute of Technology
HAL	Hybrid Assistive Leg
NI	National Instruments
CompactRIO	Compact Real-time Input-Output
MAX	Measurement & Automation Explorer
FPGA	Field Programmable Gate Array
sEMG	Surface EMG
TFG	Trabajo de Fin de Grado

Índice de tablas

Tabla 1. Valores típicos de las principales señales biológicas en humanos.

Tabla 2. Organización y distribución del trabajo.

Tabla 3. Presupuesto de estructura del ATLAS.

Tabla 4. Presupuesto de sensores.

Tabla 5. Presupuesto de actuadores.

Tabla 6. Presupuesto de controladores.

Tabla 7. Presupuesto de software.

Tabla 8. Presupuesto total del proyecto ATLAS.

1. Introducción

1.1. Elección del proyecto.

La elección del proyecto estuvo motivada por el interés en realizar un trabajo externo al del propio entorno universitario, lo cual conlleva cierto grado de responsabilidad, compromiso y trabajo en equipo, pero proporciona al alumno proyectando una visión global del mundo de la ingeniería, unos conocimientos ampliados a los del contenido de la universidad y una metodología de trabajo que resulta muy útil para el desarrollo futuro en el ámbito de la empresa privada.

1.2. Motivación.

A la hora de escoger este proyecto hubo algunos factores a favor que hicieron imposible que pudiera rechazarlo. En primer lugar, cuando se me presentó la posibilidad de realizar un proyecto dentro del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) y pude conocer el contenido y los objetivos del mismo, supe que era una oportunidad que debía aprovechar. El hecho de participar en un proyecto como el ATLAS es, en primer lugar, una satisfacción personal porque el principal objetivo es ayudar a personas con discapacidad en los miembros inferiores, que en un futuro podrían tener una vida menos limitada y más autónoma debido a los avances de este tipo de dispositivos robóticos.

Otro punto determinante fue que es un proyecto novedoso; ya se han hecho exoesqueletos robóticos, pero tienen unas limitaciones que con este nuevo proyecto se están buscando eliminar o minimizar. Esto supone que tiene una gran parte dedicada a la investigación, publicación de artículos en revistas científicas y visiones nuevas que aporta la colaboración con experto en otros campos, a mi parecer muy interesantes, como el biológico o el fisiológico.

Además, es un proyecto que está en una fase lo suficientemente avanzada como para poder experimentar físicamente con prototipos, aún faltando una gran parte del desarrollo por hacer.

Finalmente, la posibilidad de participar en un proyecto del CSIC, que es el organismo investigador más importante de España, pienso que puede ser interesante para mi futuro profesional. Los medios, tanto materiales como personales, de los que he dispuesto, fueron también un factor determinante para proyectar en el CSIC.

Por todo esto, y después de haber tenido esta oportunidad, pienso que he hecho lo correcto eligiendo el proyecto ATLAS para finalizar mis estudios en la UC3M.

1.3. Objetivos generales.

Esta memoria forma parte del Trabajo de Fin de Grado perteneciente al Grado de Ingeniería Electrónica Industrial y Automática, de la Universidad Carlos III de Madrid.

Durante la realización de este proyecto se ha introducido al alumno en un ambiente real de trabajo, con todo lo que conlleva, como trabajo en equipo, aprendizaje de distintas herramientas o problemas reales de ingeniería aplicada. Es un punto intermedio entre continuación del estudio y el mercado laboral.

Mi objetivo personal es aprender cómo funciona el mundo real de la ingeniería, enfrentarme a problemas y solucionarlos con los conocimientos que he adquirido en la universidad y con los que me transmiten mi tutora y mis compañeros, que ya tienen experiencia contrastada en este campo.

El trabajo desarrollado en este proyecto se enmarca dentro del proyecto ATLAS de exoesqueleto de miembro inferior (Low-limb exoskeleton) del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), y a continuación trataré de explicar cómo ha transcurrido.

2. Repercusión social y económica del proyecto.

En la actualidad, el desarrollo de dispositivos robóticos para la ayuda a la movilidad, como exoesqueletos u órtesis activas, está en pleno auge. Una persona de a pie puede encontrar aparatos robóticos o dispositivos electrónicos avanzados casi en cualquier lugar, desde el ámbito laboral al doméstico. La gran ayuda y las facilidades que proporcionan estos aparatos hacen que el mercado intente superar la tecnología actual con una gran inversión en investigación y desarrollo de nuevos productos, hasta el punto de crear una competencia feroz entre corporaciones por disponer de la tecnología más puntera.

La necesidad de explorar campos que hasta ahora no están muy –o nada– escudriñados abre la puerta a muchos organismos, a nivel mundial, para poner todos sus esfuerzos en crear los mejores productos en dichos huecos de mercado, lo que produce, por una parte, que el usuario final pueda tener una necesidad cubierta que hasta entonces no podía cubrir, y por otro lado, para la empresa, poder obtener unos beneficios que están latentes por no existir oferta.

Pero en el mundo empresarial no vale sacar con prontitud un producto si éste no puede satisfacer la necesidad del potencial usuario; es por ello que las corporaciones – u otros organismos– se esmeran en crear productos de calidad.

Lo anterior, cuando se particulariza para el mundo de los exoesqueletos asistenciales, que es el tema ocupa estas páginas, cobra especial importancia porque estos robots van dirigidos a personas que no pueden permitirse que el dispositivo falle o no funcione como es debido, porque está en juego la integridad de la persona, y es por esto que el esfuerzo en el desarrollo incluye un escalón extra de robustez y fiabilidad. Estas dos características son precisamente las que hacen tan largo y tedioso el camino hacia el exoesqueleto definitivo; un camino lleno de prototipos fallidos, otros nunca fabricados y otros insuficientes, por lo que el primero en llegar a la meta en este campo tan particular de la tecnología con la suficiente calidad y un coste moderadamente bajo se asegurará unos beneficios y una reputación, por otra parte muy merecidos.

Aún más importante que los beneficios corporativos, será el hecho de que miles de personas podrán beneficiarse de esta tecnología, alcanzando una calidad de vida muchos enteros por encima de su actual situación desfavorable.

El proyecto ATLAS tiene la doble finalidad antes mencionada –ayuda al usuario y beneficios propios– pero marcadamente más del lado de la parte de ayuda a las personas, por su carácter dependiente del Gobierno de España.

3. Introducción histórica a la robótica.

Para entender el proyecto ATLAS es necesario introducir algunos conceptos generales, así como una pequeña reseña histórica del desarrollo, a grandes rasgos, de la robótica moderna [1].

Lo primero es definir qué es un robot, ya que actualmente la línea de definición de este concepto es muy difusa, dado el amplio abanico de utilidades de este término.

La palabra robot proviene del verbo eslavo *Robota*, que significa trabajar, y fue acuñada en el año 1921 por el dramaturgo checo Karel Capek en su obra RUR.

Actualmente, y según la *International Standards Organization (ISO)*, un robot es un manipulador multifuncional reprogramable con varios grados de libertad, capaz de manipular cargas, piezas, herramientas o dispositivos especiales, según trayectorias programadas para realizar diversas tareas.

El actual concepto de robótica difiere en gran medida del antiguo, principalmente por la evolución de la tecnología, que en un principio hacían impensables los avances que existen en la actualidad.

La robótica apareció en la primera mitad del siglo XX, cuando, en el año 1938, *H. Roselund* y *W. Pollard*, que trabajaban en la compañía *Devilviss*, diseñaron y crearon el primer brazo articulado, que era un manipulador para spray de pintura. Este hecho representó una nueva forma de entender los procesos de fabricación, viendo que se podían introducir estos sistemas en sustitución de la mano de obra humana.

A principios de los años 40, *Huffman* presentó un estudio de algoritmos de combinatoria con los que se podían crear sistemas secuenciales con cierta memoria para construir funciones progresivas.

En 1946, *A. Goldstine*, *J. Mauchly* y *P. Eckert*, del *Ballistic Research Laboratory*, diseñaron e implementaron *ENIAC*, la primera computadora digital de la historia, que se empezó a incorporar en empresas.

Al año siguiente, *D.S. Halder*, de la empresa automovilística americana *Ford*, puso en marcha una estrategia para sustituir paulatinamente la mano de obra humana por robots en algunas tareas específicas y repetitivas.

En 1951, *W.B. Shockley* revolucionó el campo de la electrónica con la invención del transistor, por lo que le fue otorgado el premio Nobel de física en 1956, y puso los pilares de la electrónica moderna, donde el transistor es la base de multitud de elementos y componentes electrónicos.

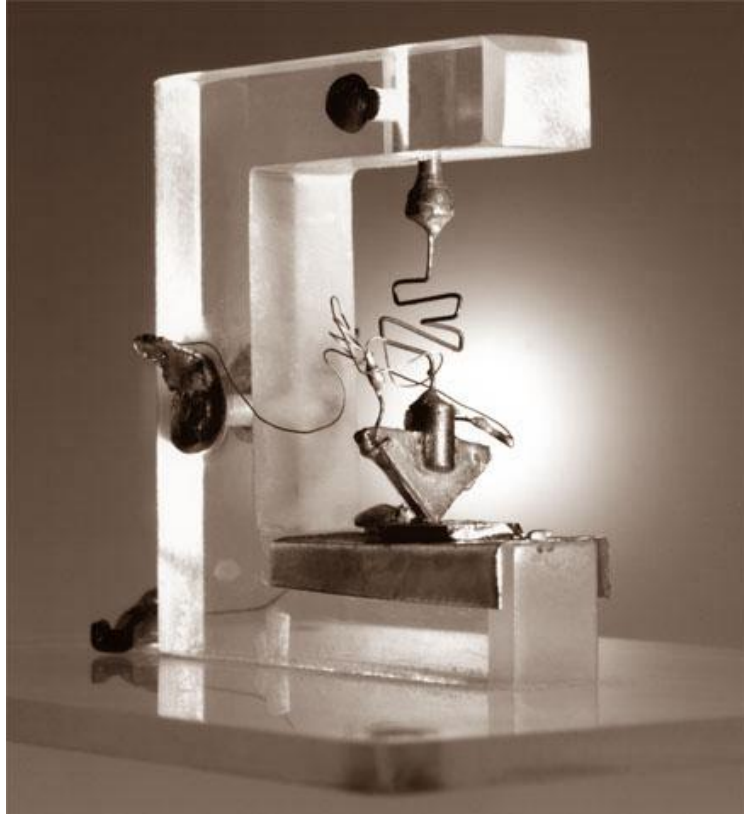


Figura 1. Transistor de W.B. Shockley

En el año 1953 se presentó en Inglaterra a *ELSIE (Electro-Light-Sensitive Internal-External)*, el primer robot móvil autónomo, que era capaz de seguir una fuente de luz sin utilizar instrucciones externas.

Dos años después, en 1955, *J. Denavit* y *R.S. Hartenberg* diseñaron un algoritmo matricial, que hoy en día es un estándar en robótica, para definir la geometría de un brazo o manipulador robótico. Este algoritmo se usa para resolver de forma trivial el problema de la cinemática directa, y también sirve como punto de partida para plantear la cinemática inversa.

Al año siguiente, *G.C. Devol* patentó un controlador que registraba señales eléctricas con las que se controlaba un dispositivo, consiguiendo una máquina flexible y reprogramable, lo que sentó las bases de lo que actualmente se conoce como robot, ya que aúna parte mecánica con parte electrónica y parte de control, que es uno de los elementos más importantes a la hora de asignar tareas a una máquina robótica. También en 1956, *A. Newell* y *H. Simon* postularon *The logic*

theorist, un sistema para resolver problemas matemáticos y diseñar algunos algoritmos robóticos básicos.

En el año 1957, *C.W. Kenward* obtuvo la primera patente de un robot industrial, y además, en *Edford Associates*, propusieron a *General Motors* el *Controlador Digital Modular*, que daría paso a los sistemas de control actuales.

Más adelante, en 1962, *H.A. Enst* publicó un trabajo sobre sensores táctiles que, aplicados a una mano robótica modelo *ANL8* y un microprocesador, consiguen una conducta adaptativa de todo el sistema, suponiendo el inicio del desarrollo de los sensores y la retroalimentación para tareas de control y adaptación al entorno. *C.A. Petri* desarrolló un sistema de redes para diseñar y analizar automatismos, que aúna los ya mencionados campos de electrónica, mecánica y automática con los de la informática y las telecomunicaciones.

En 1963, en el *Stanford Artificial Intelligence Laboratory*, se desarrolló el *WAVE*, primer lenguaje de programación específico para robots.

En 1970, el *SRI* sustituyó los actuadores hidráulicos por motores eléctricos en el desarrollo de un nuevo brazo robótico, y la agencia espacial rusa alunizó por control remoto con el *Lunokhod*, un robot dotado de sensores, actuadores y una unidad de telecomunicaciones.

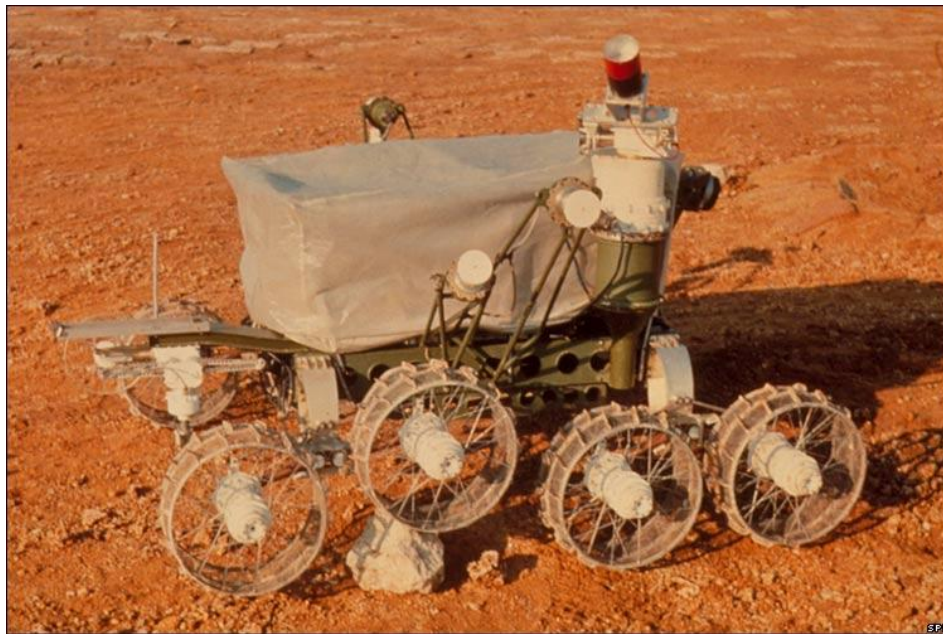


Figura 2. Robot Lunokhod

Las funciones de comunicación entre distintos dispositivos comenzó a implantarse en 1973, y se llevaba a cabo mediante las *Power Lines Communications (PLC)*, con el *ModBus* y el *Modicon* como primeros buses de comunicaciones.

En 1975 se integró la aplicación de microprocesadores a los robots, lo que supuso toda una revolución en el sector, ya que el microprocesador dio la posibilidad de ajustar el tamaño de los robots y minimizar sus precios consiguiendo que, hasta 1980, el parque robótico mundial aumentara en un 25%, en gran medida gracias a la implantación en el sector automovilístico.

A partir de 1980, se investigó en controles informáticos y sensores, lo que promovió una mayor tasa de desarrollo de robots inteligentes capaces de tomar decisiones en tiempo real y de adaptarse al ambiente.

El transbordador *Columbia*, de la NASA, fue el primero, en 1982, en utilizar un robot teleoperador en el espacio.



Figura 3. Transbordador Columbia de la NASA

En 1985, *R.F. Curl*, *H.W. Kroto* y *R.E. Smalley* descubrieron los buckyballs, unos esferoides de carbono de un nanómetro de diámetro que les proporcionó el premio Nobel de química en 1996, y que supuso el inicio de las investigaciones en nanotecnología, que aún hoy en día se encuentran en fase de investigación con los nano-robots.

Desde mediados de los años noventa, y hasta nuestros días, la explosión tecnológica en el campo de la robótica es un hecho, con multitud de líneas de investigación abiertas en infinidad de aplicaciones, como en todo tipo de industrias, medicina o en el ámbito doméstico.



Figura 4. Robot manipulador KUKA

La evolución de la robótica ha sido extraordinaria debido principalmente a las investigaciones y desarrollo paralelo en distintos sectores, como los que siguen:

- Mecánica: actuadores, materiales y nuevas técnicas han conseguido hacer robots más pequeños, precisos, robustos y ligeros.
- Electrónica: la parte del hardware electrónico (controladores, componentes o microprocesadores, por ejemplo) ha evolucionado de tal manera que actualmente existen pocas limitaciones a este nivel.
- Automática: los extensos estudios en la teoría de control permiten predecir, configurar y optimizar multitud de tareas y procesos robóticos de forma que su comportamiento quede totalmente establecido de forma teórica.

- Informática: las herramientas de software son probablemente las que más han evolucionado en menos tiempo. Hoy existen desde lenguajes de programación muy evolucionados específicos para robots a simulaciones virtuales que permiten, con gran fidelidad (gracias a modelos matemáticos), depurar al máximo el funcionamiento de robots y máquinas.
- Telecomunicaciones: este campo ha permitido comunicar, controlar y manejar robots y otras máquinas desde bases remotas, permitiendo operar en lugares hasta ahora imposibles a la presencia del ser humano.

4. Estado del arte. Robots asistenciales y exoesqueletos comerciales.

4.1. Introducción.

Dentro de la rápida evolución en el campo de la robótica, la rama de elementos robóticos con el fin de ayudar a tareas de movilidad humana, tanto en asistencia como en rehabilitación de funciones, sigue en proceso de investigación y desarrollo. El exoesqueleto definitivo está todavía por hacer, pero el camino se va allanando gracias a prototipos y versiones comerciales de multitud de exoesqueletos desarrollados hasta la fecha. ATLAS es uno de ellos, e incorpora algunas novedades a este tipo de dispositivos, por lo cual posee gran importancia para el mundo científico, como se puede comprobar en la gran cantidad de artículos publicados referentes a este proyecto.

4.2. Definición de exoesqueleto robótico.

Antes de profundizar en el robot ATLAS, se va a exponer una pequeña reseña histórica desde los comienzos de los exoesqueletos hasta los desarrollados en la actualidad, para dar cuenta de la rápida evolución de este tipo de tecnologías y para comprender en el punto en el que se encuentra el desarrollo global de los exoesqueletos y órtesis activas.

La idea de los exoesqueletos robóticos pasó de la ficción a la realidad a finales de la década de los 60, y en un principio hubo dos vertientes en cuanto al uso de estos dispositivos. El primer propósito era el de aumentar las capacidades en individuos sanos, especialmente para fines militares. El segundo propósito, el que más está extendido en la actualidad y sobre el que se realizan la inmensa mayoría de investigaciones, es el de proveer o aumentar la capacidad de movimiento en personas con algún tipo de discapacidad en su cuerpo.

A pesar de que estos campos tienen finalidades totalmente opuestas, el enfoque tiene muchas partes en común, principalmente en lo que se refiere a portabilidad y autonomía y al interfaz humano-máquina.

Un exoesqueleto, en robótica, es un dispositivo electro-mecánico activo que se adapta a la forma y a las articulaciones del cuerpo humano y trabaja en consonancia con los movimientos del usuario.

Generalmente, en el ámbito de la robótica, se entiende por exoesqueleto como un dispositivo que aumenta el rendimiento en las funciones de una persona, y el término “órtesis activa” se refiere típicamente a un dispositivo utilizado para incrementar o habilitar las condiciones de movilidad de una persona que sufre algún tipo de lesión. Sin embargo, actualmente se está extendiendo el uso de la palabra exoesqueleto para englobar a todo este tipo de dispositivos, en especial cuando van dirigidos a recuperar o proporcionar las funciones de los miembros inferiores.

4.3. Reseña histórica de los exoesqueletos robóticos.

La mayoría de los primeros estudios hechos sobre exoesqueletos nunca salieron de la mesa de diseño, y los prototipos que salieron, en su mayoría, no han sido estudiados con detenimiento.

La primera mención explícita a un dispositivo exoesquelético fue patentado en 1890 por Yang, en Estados Unidos, y lleva su nombre. Era un diseño muy primario cuya estructura iba en paralelo a los miembros inferiores y aumentaba la potencia al correr y al saltar. Su implementación física a escala real, como prototipo, nunca ha sido probada.

En 1963, el U.S. Army Exterior Ballistics Laboratory publicó un trabajo sobre su “powered orthopedic supplement”. Iniciado en 1951, se trataba de un exoesqueleto que pretendía aumentar la fuerza en los miembros de un individuo sano, obviamente, con objetivos militares. Rápidamente se dieron cuenta de los muchos problemas a la hora de fabricar un dispositivo fiable, con buena autonomía y movilidad. Este trabajo terminaba describiendo los resultados obtenidos de la experimentación con un prototipo real, por lo que es el primer exoesqueleto del que se tiene constancia de su fabricación.

A finales de los años 60, el departamento de investigación de General Electric, en cooperación con investigadores de la Universidad de Cornell y con el apoyo económico de la U.S. Office of Naval Research, construyó un prototipo de exoesqueleto, llamado Hardiman, de cuerpo completo (miembros inferiores y superiores). Éste era una enorme máquina hidráulica de 680 kg de peso en vacío y 30 GDL, cuyo cometido era aumentar las capacidades de fuerza del cuerpo humano en una proporción de 25:1. La patente, de 1966, especificaba que en futuras versiones, el dispositivo será considerablemente más pequeño y menos pesado, sin embargo, aunque la parte de miembros superiores tenía un funcionamiento relativamente satisfactorio, los problemas con los miembros inferiores causaron que nunca se probara con una persona real.

La mayor contribución del proyecto Hardiman fue identificar los puntos más difíciles en el diseño de exoesqueletos y demostró la extrema complejidad de fabricar un prototipo que cumpliera los requisitos para los que pretendía ser fabricado. Estos puntos eran, como se ha citado anteriormente, la fuente de energía, pero añadiendo la dificultad de implementar una interfaz humano-máquina, que a partir de entonces empezó a investigarse como una parte crucial en el buen diseño de un exoesqueleto robótico.

A mediados de la década de los 80, Jeffrey Moore, de Los Alamos National Laboratory escribió un artículo sobre un proyecto de exoesqueleto, cuyo cometido era aumentar las capacidades de los soldados, llamado Pitman. Aunque el proyecto nunca salió del papel por distintos motivos, sirvió para dejar una semilla que crecería con el tiempo hasta convertirse en la U.S. Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) una década después, que sería de una tremenda importancia en el desarrollo de exoesqueletos, de hecho, desde el año 2001 existe un programa de desarrollo de DARPA llamado Exoeskeletons for Human Performance Augmentation (EHPA). El objetivo de EHPA se enfoca en aumentar la capacidad de carga de un soldado en tierra y reducir la fatiga. En el año 2008, EHPA pasó a llamarse Army Program Executive Office Soldier (PEO Soldier). En el tiempo que duró el programa EHPA, tres instituciones presentaron exoesqueletos robóticos, y otras muchas presentaron soluciones en los campos de autonomía e interfaces de comunicación.

Los tres exoesqueletos creados para EHPA y mencionados anteriormente son los siguientes:

- **Berkeley Lower Extremity Exoeskeleton (BLEEX):** creado en la Universidad de Berkeley (California). Su principal avance fue la capacidad de ser autónomo energéticamente, es decir, cargaba con baterías y por tanto no necesitaba de una fuente externa de energía, siendo el primer exoesqueleto en conseguir tal característica. El desarrollo de su dinámica del caminado se realizó tomando como referencia estudios clínicos del paso en un individuo de 75 kg de peso. La parte mecánica de BLEEX constaba de actuadores hidráulicos, de gran peso y tamaño, lo que repercutía en un consumo energético elevado.
- **Sarcos Exoeskeleton:** se trataba de un exoesqueleto de cuerpo entero, miembros superiores e inferiores, autónomo a nivel energético llevando sus propias baterías. Sarcos también se componía de actuadores hidráulicos al igual que BLEEX, pero a diferencia de éste, eran actuadores hidráulicos rotacionales directamente colocados en las uniones de las articulaciones del exoesqueleto, que gracias a servo-válvulas mejoraban el rendimiento de los actuadores aumentando su fuerza considerablemente. Sarcos utilizaba un control llamado *get out of the way* para minimizar las fuerzas de interacción con el usuario.
- **MIT Exoeskeleton:** desarrollado por el Massachusetts Institute of Technology Media Laboratory, y pesaba, en vacío, 11,7 kg. Empleaba un diseño cuasi-pasivo en algunas de las articulaciones dado que, en estudios sobre la cinemática del caminado, se habían observado sinergias entre articulaciones en el ciclo de paso, lo que permitió repartir la energía entre las articulaciones (disipar unas a favor de otras) sin necesidad de generar fuerzas que se anularan o

aprovechando las inercias. Lo anterior produce un ahorro importante en el apartado energético, que se detalla en [1]. El problema de MIT era que su diseño influía notablemente en la forma natural de caminar del usuario.

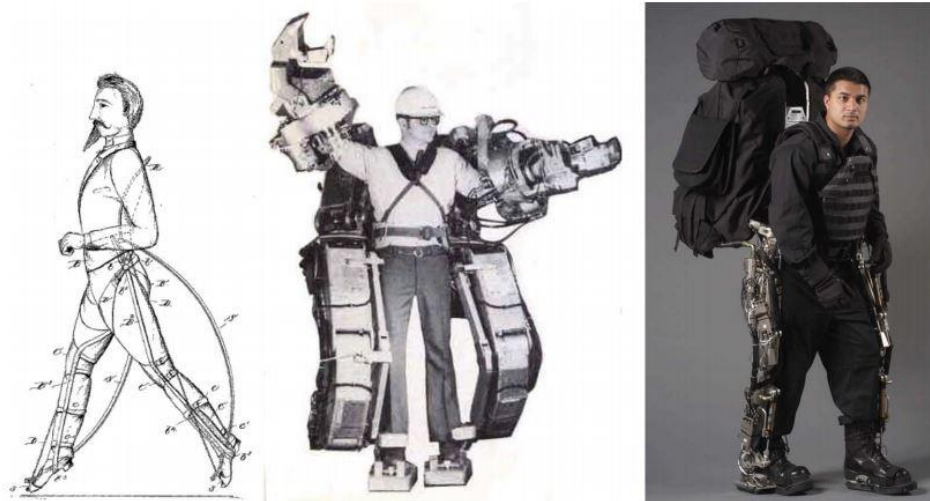


Figura 5. De izquierda a derecha: exoesqueleto Yang, Hardiman y BLEEX.

Fuera del proyecto EHPA de DARPA, se han seguido creando exoesqueletos, ya con fines rehabilitadores de las funciones de individuos con lesiones en los miembros inferiores. Los más importantes hasta ahora, por sus avances, se detallan brevemente a continuación:

- **Hybrid Assistive Leg (HAL):** El profesor Yoshikuyi Sankai y su equipo, en la Universidad de Tsukuba (Japón) han desarrollado un exoesqueleto cuyo objetivos son el aumento de fuerza y la rehabilitación. Posee motores de corriente continua (DC) en caderas y rodillas. A diferencia de los exoesqueletos anteriormente citados, el sistema HAL simplemente aumenta el par en las articulaciones. Posee un sistema sensorial muy completo, formado por plantillas sensoras, potenciómetros en las articulaciones y acelerómetros en la espalda para estimar la posición del cuerpo, así como sensores EMG colocados en la superficie de la piel para estimar la fuerza que pretende realizar el usuario. La versión mejorada HAL-5 es una versión que pretende ser puramente comercial, y que incorporará distintas mejoras, como más ligereza, menos tamaño o ayuda a miembros superiores. Su peso total en vacío es de 21 kg.

- **Nurse-Assisting Exoeskeleton:** durante más de una década, investigadores del Kanagawa Institute of Technology de Japón han estado desarrollando un exoesqueleto robótico con el objetivo de asistir al personal médico durante el traslado de pacientes con problemas de movilidad. Dispone de actuadores rotatorios neumáticos en cadera y rodillas sobre los que montan pequeñas bombas de aire, lo que permite que todo el conjunto sea completamente portátil.

La intención de movimiento del usuario se estima mediante unos sensores colocados estratégicamente sobre la superficie de la piel.

Uno de los aspectos por los que Nurse-Assisting Exoeskeleton es interesante es que no hay componentes mecánicos en la parte de delante del usuario, lo que permite al personal médico mantener contacto físico con el paciente si fuese necesario, lo que, dado el perfil del usuario, es bastante importante.

- **RoboKnee:** desarrollado por *Yobotics* como un dispositivo que aumenta la fuerza en la articulación de la rodilla. Su característica más interesante fue que utilizaba la información de la fuerza de reacción vertical en el firme y el centro de presiones (COP) para realimentar el sistema y conseguir un control más preciso en la articulación.

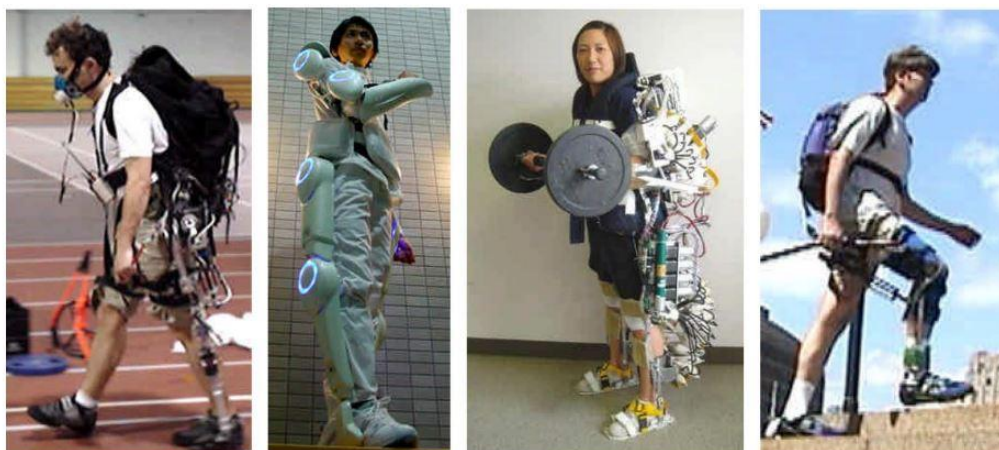


Figura 6. De izquierda a derecha: MIT, HAL-5, Nurse-Assisting exoeskeleton y RoboKnee

5. Principios fisiológicos.

5.1. Introducción.

Existen multitud de señales que el cuerpo humano utiliza para manejar el total de tareas que realiza, y la mayoría de ellas son de naturaleza eléctrica o pueden cuantificarse mediante voltajes eléctricos, que, antes de amplificar y acondicionar son del orden de microvoltios (μV) y su frecuencia varía según diferentes parámetros que se explicarán más adelante.

Las principales señales biológicas y sus valores típicos se muestran en la siguiente tabla, extraída de [10].

Tabla 1. Valores típicos de las principales señales biológicas en humanos

SEÑAL	MAGNITUD	ANCHO DE BANDA (Hz)
ECG (electrocardiograma)	0'5 - 4 mV	0'01 - 250
EEG (electroencefalograma)	5 - 300 μV	DC - 150
EKG (electrogastrograma)	10 - 1000 μV	DC - 1
EMG (electromiograma)	0.1 - 5 mV	DC - 10.000
EOG (electrooculograma)	50 - 3500 μV	DC - 50
ERG (electroretinograma)	0 - 900 μV	DC - 50

Este proyecto se fundamenta en el estudio, adquisición y acondicionamiento de las señales electromiográficas (EMG), que son aquellas que llegan a los músculos, produciendo su activación.

Para poder desarrollar con rigor científico el trabajo llevado a cabo en estas páginas, es necesario comprender los principios fundamentales de la producción primaria de la señal en el cerebro hasta el momento de la activación muscular.

5.2. Principios de la conducción nerviosa y la contracción muscular.

5.2.1. La generación y conducción del impulso nervioso.

Para comprender cómo se lleva a cabo la contracción muscular, se debe estudiar en primer lugar, cómo se genera el impulso nervioso encargado de realizar esta acción. Todo impulso nervioso procede del sistema nervioso, pero éste puede generarse de maneras distintas, es por esto, por lo que debemos establecer la clasificación y características del sistema nervioso.

El sistema nervioso se divide en dos:

- Sistema nervioso central: compuesto por el encéfalo y la médula espinal.
- Sistema nervioso periférico: Está compuesto por todos los nervios encargados de enviar y recibir señales de todas las partes del cuerpo. Se puede dividir en sistema nervioso vegetativo o autónomo encargado de realizar las funciones vegetativas del organismo que no requieren un control consciente como son la respiración, digestión, la contracción muscular cardíaca, la circulación y la excreción; y sistema nervioso somático que recibe información de los órganos sensoriales, la transmite al sistema nervioso central donde es procesada y se elabora una respuesta voluntaria, que es conducida por sus neuronas motoras.

Los diferentes centros motores del sistema nervioso están organizados jerárquicamente, formando niveles de integración motora cada vez más complejos a partir de la médula espinal, siendo ésta el nivel más inferior con capacidades motoras. En ella están localizados los circuitos básicos que sustentan las actividades reflejas más elementales (reflejos espinales), algunos reflejos posturales y la locomoción.

La corteza cerebral constituye el nivel superior, está constituida por la corteza motora primaria y áreas asociativas, siendo la responsable de la elaboración de los planes y programas motores voluntarios.

Una vez que se genera el impulso en el sistema nervioso central, ya sea de manera automática o voluntaria, el sistema nervioso periférico (los nervios) permite que esa información se transmita al músculo para ejercer la contracción muscular. Una misma neurona es la encargada de inervar varias fibras musculares y recibe el nombre de motoneurona. Al conjunto de la motoneurona y de las fibras musculares que inerva se denomina unidad motora. Este término constituye el elemento básico para ejercer el control motor de un músculo.

Así, cada músculo está compuesto por un número determinado de unidades motoras, y éstas, están constituidas por un número determinado de fibras musculares. En función de la precisión que requiera cada músculo en su contracción, varía el tamaño de la unidad motora.

Las unidades motoras se clasifican en función de las propiedades de las fibras musculares que la componen:

- Tipo I: lentas. Velocidad de conducción baja, ejercen actividad tónica de baja frecuencia.
- Tipo II A: rápidas. Resistentes a la fatiga.
- Tipo II B: rápidas de fatiga rápida. Velocidad de conducción rápida, ejercen su actividad en trenes de alta frecuencia.

Así, las propiedades del músculo van a depender de la proporción de unidades motoras que comprendan de cada tipo.

No todas las contracciones musculares se realizan de manera voluntaria. Algunas de ellas se ejercen de manera automática y no requieren un control consciente por parte del organismo, éstas constituyen los reflejos espinales.

Los reflejos espinales se producen en la médula espinal y son actividades motoras reflejas que definen una respuesta motora estereotipada que se produce ante un estímulo sensorial.

Una lesión a nivel de la médula espinal produce de forma inmediata parálisis motora. En función de la localización de la lesión se puede encontrar mayor o menor afectación: a nivel lumbar paraplejia, a nivel cervical: tetraplejia.

Por otro lado, el resto de contracciones musculares requieren un control voluntario. Éstas son las reguladas por la corteza cerebral. La región encargada de regular los movimientos voluntarios es la corteza motora primaria, localizada en el cerebro, en una región determinada del lóbulo frontal. Su estimulación provoca la contracción muscular.

La corteza motora primaria está constituida por neuronas piramidales, encargadas de inervar los músculos para dar lugar a una contracción voluntaria, éstas tienen una serie de características:

- Se activan antes del inicio del movimiento.
- Realizan una descarga proporcional a la fuerza que se debe ejercer para realizar el movimiento, o a la variación de la fuerza que se debe realizar durante un movimiento.
- Permiten el inicio del movimiento.
- Determinan la fuerza, velocidad y dirección de éste.

Por consiguiente, la dirección de un movimiento voluntario está determinada por la descarga de conjuntos de neuronas, en donde cada una de ellas descarga para una dirección del movimiento, siendo la suma de actividades de este conjunto neuronal la que establecerá la dirección final de la acción.

Una lesión a nivel de la corteza motora primaria tendrá como consecuencia la pérdida de fuerza de los movimientos voluntarios, la disminución de la velocidad de ejecución y, como consecuencia, la imposibilidad de su realización.

Existe otra área en la corteza cerebral que interviene en la realización de los movimientos voluntarios del organismo, permitiendo la coordinación de éstos. Esta área recibe el nombre de área motora suplementaria y área premotora. Las acciones de esta zona, en algunos casos se deben a acciones directas sobre la médula espinal.

Esta área es la encargada de programar los movimientos voluntarios y coordinar los cambios posturales que son necesarios para una correcta ejecución del movimiento.

Una lesión en esta área provocaría apraxia (dificultad para realizar movimientos complejos), por ejemplo, la incapacidad para orientar las manos y los dedos para coger un objeto o imposibilidad de utilizar ambas manos.

Durante la realización de un movimiento voluntario, el sistema nervioso central establece en primer lugar el objetivo que se desea alcanzar y su posición en el espacio, se elabora el plan del movimiento y finalmente se ejecuta.

En la programación del movimiento están implicadas la corteza suplementaria y premotora, mientras que la corteza primaria sería la encargada de ejecutar el movimiento.

Antes de producirse un movimiento voluntario, se pone en marcha una onda negativa que dura 800 ms que recibe el nombre de potencial preparatorio motor. Este potencial comienza en regiones premotoras, posteriormente se activa la corteza motora y finalmente se produce el movimiento.

La velocidad de la conducción nerviosa va a depender del tipo de fibra nerviosa por la que se conduzca. Si es una fibra mielínica la propagación tiene lugar de manera saltatoria, por lo que la velocidad de conducción será mucho más rápida; mientras que si se trata de una fibra nerviosa amielínica, la propagación tendrá lugar de manera continua, conduciéndose a una velocidad menor.

Una vez generado el impulso nervioso en el sistema nervioso central, transmitido posteriormente mediante el sistema nervioso periférico, debe establecerse una unión entre la fibra nerviosa y la fibra muscular que permita el paso de la información para generar la contracción muscular. Para entender este paso debemos comprender la organización anatómica y funcional del músculo así como su composición interna y de membrana, donde tendrá lugar la unión neuromuscular.

5.2.2. La contracción muscular.

El tejido muscular es aquel especializado en la contracción muscular, y se distinguen dos tipos:

- Tejido muscular liso: propio de las vísceras, controlados por el sistema nervioso autónomo o vegetativo.
- Tejido muscular estriado: dentro del éste encontramos el músculo cardíaco y el tejido musculo-esquelético. El tejido muscular esquelético se caracteriza por poseer una innervación voluntaria (sistema nervioso somático), y su nombre se debe a que microscópicamente presenta doble estriación longitudinal y transversal debido a la estructura y disposición de las fibras musculares.

El músculo consta de tejido muscular esquelético y tejido conjuntivo.

Las fibras musculares se encuentran embebidas en una envoltura conjuntiva laxa atravesada por vasos encargados de su vascularización y nervios encargados de su innervación. El contenido del músculo está dividido en distintos compartimentos separados por tabiques de tejido conectivo.

Así, cada célula muscular esquelética está envuelta por una capa de tejido conjuntivo denominada endomisio. Varias células musculares se unen formando un fascículo envuelto por perimisio. A su vez, los fascículos musculares se unen en una envoltura conjuntiva denominada epimisio, como se ilustra en la Figura [9].

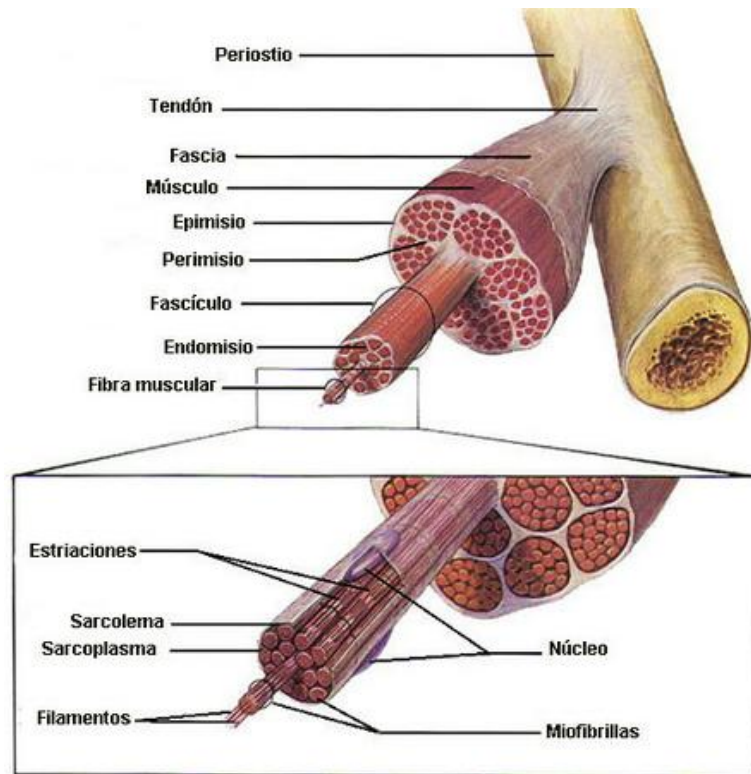


Figura 7. Estructura muscular

Las células musculares que componen el tejido musculo-esquelético se denominan miocitos.

Los miocitos son células gigantes de forma prismática y alargada, en las que predomina el eje longitudinal sobre el transversal. En el ser humano algunas sobrepasan los 30 centímetros de longitud siendo de las más grandes del organismo. El ejercicio muscular aumenta el calibre del espesor celular, no el número de células.

Dentro del miocito podemos distinguir, en su citoplasma dos partes, una diferenciada denominada miofibrilla, y una indiferenciada denominada sarcoplasma. La organización estructural de las miofibrillas es el sarcómero, y representa la unidad funcional muscular.

El sarcómero está compuesto por filamentos proteicos de actina (delgados) y de miosina (gruesos) dispuestos en paralelo con un período característico. Es importante saber que el estímulo de un músculo siempre provoca su contracción, nunca su extensión, por lo cual existen músculos agonistas y antagonistas, unos realizan los movimientos de flexión y los contrarios intervendrán en las maniobras de extensión de la articulación.

La contracción muscular tiene lugar cuando llega una orden del sistema nervioso central, en forma de neurotransmisor, a través del sistema nervioso somático, a la zona de sinapsis neuromuscular. El neurotransmisor se une a receptores específicos de la célula muscular produciendo un cambio en el potencial de membrana, generando así un potencial de acción que difunde a lo largo de toda la célula muscular. Los receptores que posee la célula muscular, sensibles a los cambios de voltaje, provocan la apertura de los canales iónicos que permiten la interacción de los filamentos de actina y miosina provocando un deslizamiento de los primeros sobre los segundos. Este deslizamiento conduce al acortamiento del sarcómero que, a modo de recordatorio, es la unidad funcional del músculo. Al producirse la contracción, cada fibra muscular sigue la ley del “todo o nada”, esto significa que, al alcanzar el umbral adecuado la contracción siempre es máxima.

ORGANIZACIÓN DE LA FIBRA MUSCULAR

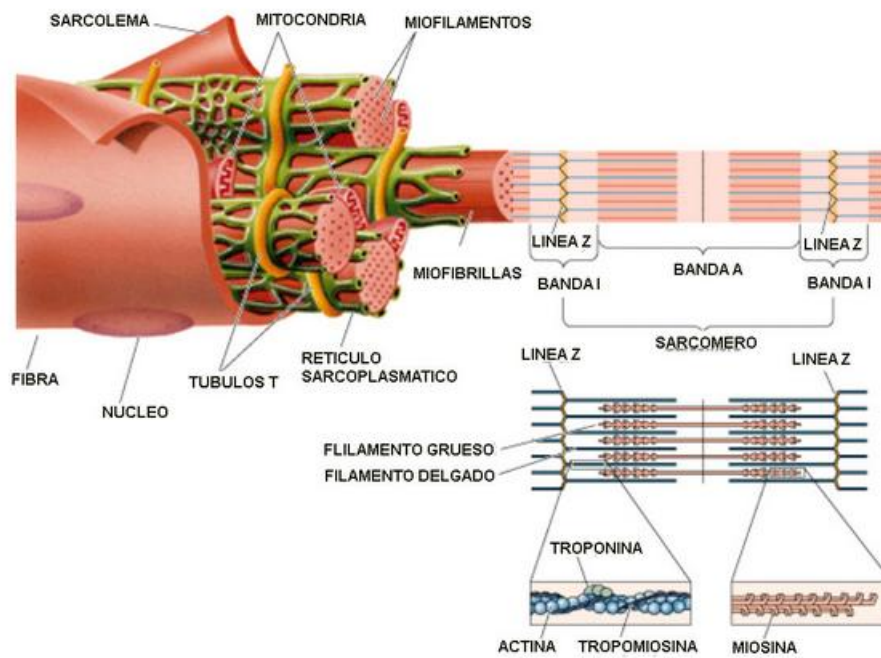


Figura 8. Organización de las fibras musculares

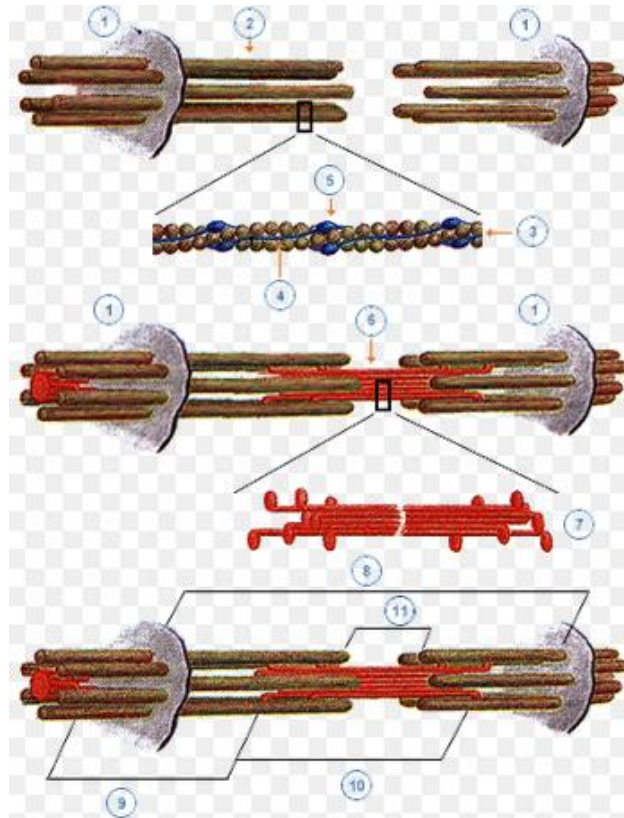


Figura 9. Disposición de la actina y la miosina

En todas las células animales existe diferencia de potencial entre la superficie interna y externa de la membrana, esto se denomina potencial de membrana.

El potencial de membrana en reposo es siempre negativo (unos -70mv). La disminución del potencial de acción se denomina despolarización, y su aumento, hiperpolarización. La diferencia de potencial permite que exista un campo eléctrico. La despolarización provoca cambios conformacionales de las proteínas de las membranas celulares, permitiendo así la contracción del sarcómero.

Para que la contracción muscular se lleve a cabo, la liberación del impulso nervioso debe generar un cambio en la membrana muscular mediante un potencial de acción. Éste se podría definir como un cambio brusco y transitorio del potencial de membrana de las células musculo-esqueléticas como consecuencia de la despolarización de la membrana, desde su valor en reposo (-70mv) a un valor umbral (-30 a -40mv). El potencial de acción se produce por modificación en la permeabilidad de la membrana del miocito.

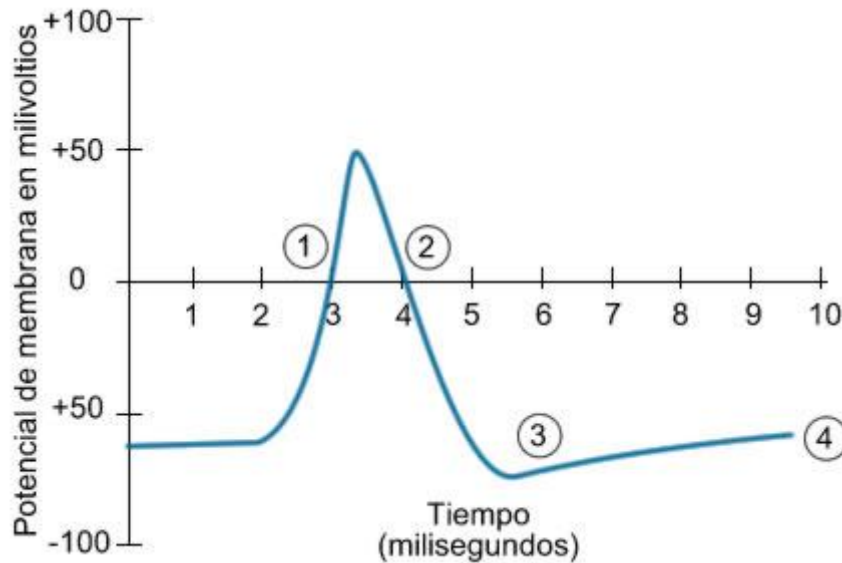


Figura 10. Gráfica del potencial de acción

Los potenciales de acción de las células musculares tienen tres propiedades:

- Ley del todo o nada: al alcanzar el umbral se produce contracción máxima.
- Se propagan sin decremento, sin cambio en su forma y características básicas.
- Poseen un período refractario durante el cual no se puede volver a generar un nuevo potencial de acción.

Esto explica por qué la electromiografía permite detectar la actividad eléctrica en el músculo. Una vez que se ha generado el potencial de acción, se transmite a todas las fibras musculares inervadas por la motoneurona. Por medio de un electrodo, se registra la actividad eléctrica de múltiples unidades motoras y se amplifica. Así se puede determinar la velocidad de conducción nerviosa, tanto sensorial como motora, midiendo el tiempo que tarda en transmitirse un estímulo nervioso desde el inicio de la estimulación hasta el músculo registrado. Este período se denomina latencia y puede estar acortado o alargado si existe alguna patología.

El electromiograma permite cuantificar también la amplitud de la señal. Es importante señalar que la amplitud del potencial de acción generado en la célula no sigue la ley del todo o nada, sino que depende, y además es proporcional, a la cantidad del neurotransmisor liberada y del número de receptores a los que se une. Así, la amplitud captada por un electromiograma va a estar determinada por el número de unidades motoras que participen y del potencial de acción generado en la membrana, también el tipo metabólico de la fibra muscular afectará al registro de datos obtenido.

El registro de la actividad eléctrica permite, entre otras cosas, determinar si existe una patología neuromuscular, localizar y cuantificar los diferentes tipos de lesiones. La lesión puede tener lugar a nivel muscular (miopatías) o a nivel de la conducción del impulso nervioso, en función de dónde esté localizada la lesión se encontrará un registro diferente.

5.3. Introducción a la mecánica del caminar.

Entender la biomecánica del paso del ser humano, es crucial en el diseño de exoesqueletos y órtesis activas, para los miembros inferiores. Por lo tanto, antes de introducirnos de lleno en el desarrollo del exoesqueleto ATLAS se pretenden explicar unos conceptos generales al respecto.

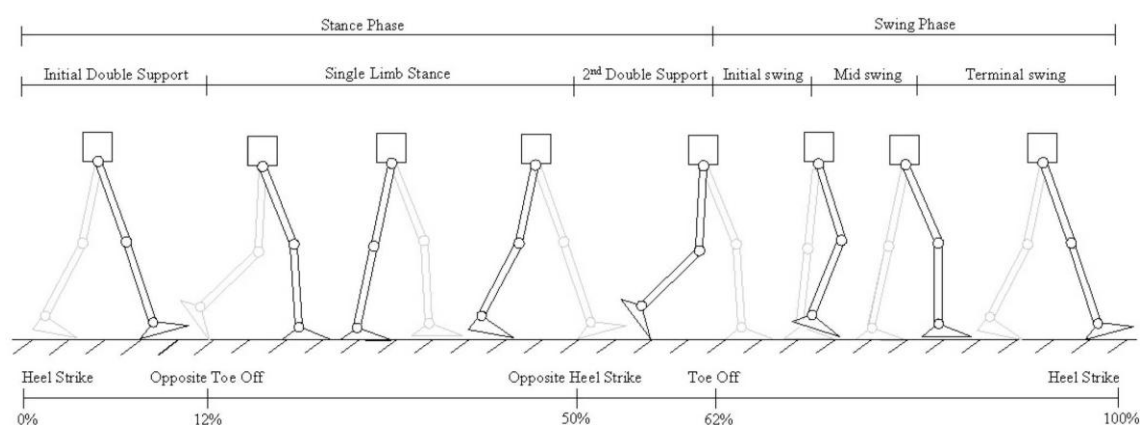


Figura 11. Ciclo de caminado del ser humano

En la Figura 5, extraída de [11], se representa un diagrama simple de un ciclo de caminado desde el 0% hasta el 100%, es decir, un paso. El principio y el fin de este ciclo corresponden al golpe de talón (Heel strike) de un mismo pie, en el caso de la figura, el pie derecho. Como en toda ciencia que tiene que ver con los seres humanos, estos porcentajes pueden variar de una persona a otra, y corresponden a una media tomada de una muestra de individuos sanos.

En general, una pierna humana posee siete grados de libertad (GDL), tres en la cadera, uno en la rodilla y tres en el tobillo. Se pueden ver en la Figura 6, también extraída de [11], los pares, la potencia y los ángulos de cada articulación, empezando y acabando por el golpe de talón (heel strike). Las medidas de la figura corresponden a una media de siete ensayos con diferentes individuos sanos.

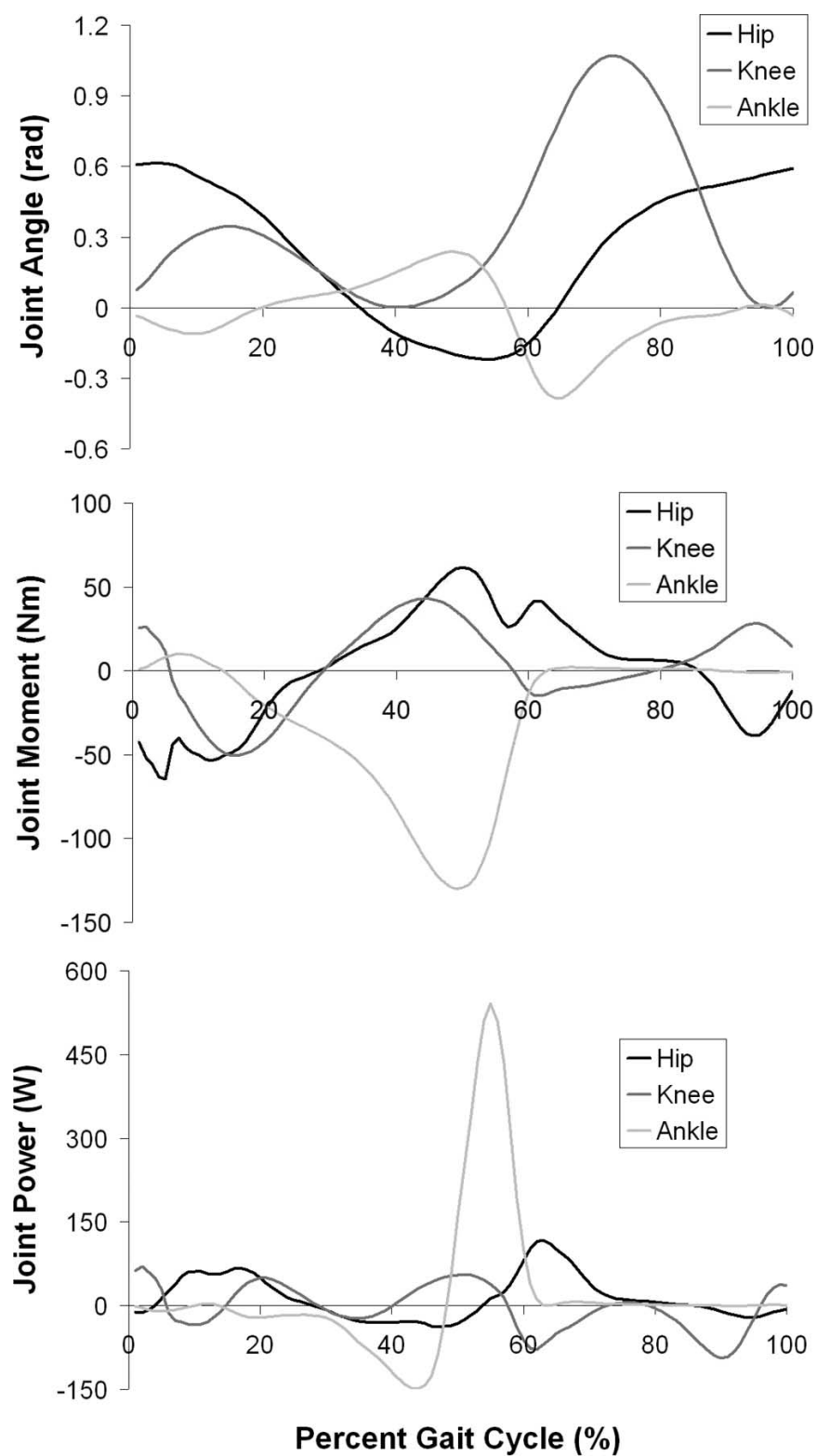


Figura 13. Fuerzas y ángulos en las articulaciones durante el movimiento

5.4. Conclusión.

Después de establecer los principios básicos de la conducción y transmisión del impulso nervioso para que tenga lugar la contracción muscular, se puede concluir que el impulso nervioso se puede registrar mediante un sensor externo en forma de señal eléctrica que se puede transmitir a un mecanismo que interprete esta señal y sea capaz de generar un movimiento. De esta manera, se puede aplicar la tecnología en patologías que impiden una contracción voluntaria muscular, total o parcialmente, permitiendo estimar la actividad muscular y transmitirla a un dispositivo electrónico, utilizando el impulso nervioso del propio organismo para generar un movimiento en una estructura artificial. Teniendo en cuenta lo anterior, y con el desarrollo hardware y software en la actualidad, es posible pensar que en un futuro próximo existirán interfaces humano-máquina precisos que permitan a distintos tipos de dispositivos robóticos o electrónicos recuperar funciones dañadas o perdidas en cualquier ser humano. Éste es el objetivo final de todo el volumen de desarrollo que actualmente hay, a nivel mundial, en el campo de los exoesqueletos; y en concreto, es el objetivo del proyecto ATLAS.

6. Introducción al proyecto ATLAS.

6.1. Presentación general del proyecto.

El proyecto ATLAS del CSIC está diseñando e implementando un exoesqueleto de miembro inferior dirigido a usuarios con discapacidad en los miembros inferiores que impidan el movimiento necesario para una correcta ejecución de la biomecánica, pero dispongan de señal cerebral hacia los músculos.

Un exoesqueleto es, generalmente, una estructura exterior rígida que proporciona protección y/o sustento para las funciones motoras de algunas especies, principalmente artrópodos (por ejemplo crustáceos o insectos). Estas características, por analogía, dan nombre a los exoesqueletos electromecánicos o robóticos que son objeto de las investigaciones actuales en robótica asistencial, como la del proyecto ATLAS.

Un exoesqueleto, en el mundo de la robótica, es un elemento de órtesis que va acoplado a distintas partes del cuerpo, pero nos las sustituye, ya que en ese caso el elemento se consideraría una prótesis. El exoesqueleto robótico realiza simultáneamente las tareas de sustentación y movimiento del usuario.

El proyecto *ATLAS*, se trata de un sistema articulado rígido que, acoplado a los miembros inferiores (desde los pies hasta la cintura) sustenta al usuario de forma vertical, con una posición natural como la de un individuo sano y, con los sistemas adecuados, proporciona el movimiento fluido y adaptable que no permite su discapacidad.

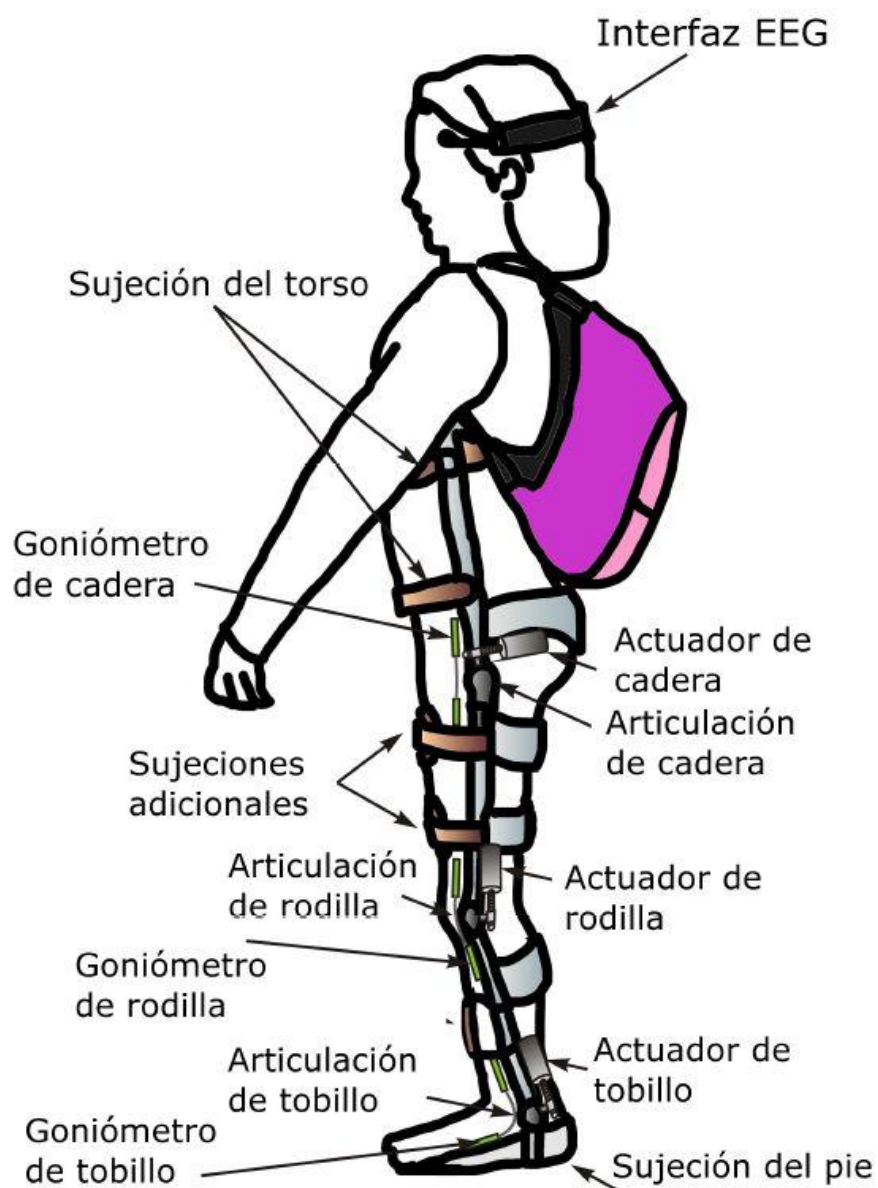


Figura 14. Estructura y componentes del exoesqueleto ATLAS

Como se puede ver en la Figura 5, el exoesqueleto objeto de esta investigación consta de distintas partes, entre las cuales podemos destacar las siguientes:

➤ Parte mecánica:

- Estructura: aluminio 70-75 y acero.
- Articulaciones: el exoesqueleto posee tres articulaciones como las de una persona (tobillo, rodilla y cadera). Estas articulaciones están limitadas mecánicamente por límite de carrera para evitar un posible daño a las articulaciones del usuario. Para dar movilidad a la estructura se utilizan motores eléctricos sin escobillas (brushless) con un total de seis unidades, una por articulación en ambas piernas.
- Sujeciones: para ajustar en la mayor medida posible la estructura exoesquelética al cuerpo del usuario, se utilizan cintas de velcro colocadas en distintas partes de la estructura. Estas cintas serán acolchadas para evitar rozaduras y otros posibles daños al usuario, a la vez que deben quedar bien fijadas para que no se produzca un desplazamiento relativo entre el exoesqueleto y el cuerpo del usuario.

➤ Parte electrónica y automática:

- Controlador: el exoesqueleto está equipado con cuatro unidades de EPOS2 que controlan el movimiento de los motores en base a las órdenes de los sensores. El controlador va fijado, junto con las baterías, en la funda de la espalda del usuario.
- Sensores: estos dispositivos proporcionan información al controlador para que éste actúe en consecuencia. En el proyecto ATLAS se diferencian dos tareas por parte de los sensores.
 - Posición: esta parte del sensado se encarga de proporcionar la información sobre la posición del exoesqueleto en todo momento y está formado por dos tipos de sensores:
 - Plantillas Pedar (Novel): Formadas por 84 sensores de presión cada una que proporcionan al controlador la distribución de pesos de todo el conjunto.
 - Goniómetros SG150 (Biometrics LTD): sensores de posición angular que proporcionan información sobre la posición de giro de cada articulación.

- Intención de movimiento: este sensado se encarga de proporcionar información sobre la intención de movimiento del usuario, y consta de:
 - Sensores SX230 (Biometrics LTD): recogen la señal electromiográfica (EMG) de los músculos superficiales directamente adheridos a la piel, proporcionando al controlador una medida cuantitativa de la intención del movimiento de cada músculo.

6.2. Objetivos personales del proyecto ATLAS.

En el proyecto ATLAS trabajan multitud de profesionales de forma conjunta para lograr un objetivo común. Cada uno de ellos tiene asignada una tarea que, unida a la del resto, conseguirá el objetivo final de puesta en marcha y funcionamiento óptimo del exoesqueleto.

Por tanto, cada miembro del equipo tiene marcados unos objetivos particulares de una tarea del robot concreta, como pueden ser parte estructural, programación vía software o control.

Mi tarea particular asignada es la de instrumentar la articulación del tobillo del exoesqueleto, esto es, adquirir las señales necesarias y adecuarlas para que el controlador pueda interpretarlas y utilizarlas de forma fiable.

6.3. Planificación.

En este punto se presenta la parte que atañe a la gestión del proyecto en cuanto a tiempo de duración y organización del trabajo realizado. Se presenta en la siguiente tabla:

Tabla 2. Organización y distribución del trabajo

Fase de trabajo	Inicio - Fin	Duración
Investigación y documentación	Marzo 2013 – Abril 2013	Cuatro semanas
Adquisición de señales	Abril 2013	Una semana
Modelado hardware y pruebas	Abril 2013	Una semana
Modelado software y pruebas	Abril 2013 – Mayo 2013	Seis semanas
Correcciones	Mayo 2013 – Julio 2013	Seis semanas
Ensayos	Julio 2013	Una semana
Tiempo total	Marzo 2013 – Julio 2013	Dieciocho semanas

Se debe aclarar, por otra parte, que debido a la naturaleza del proyecto, que está en fase de investigación, en muchas ocasiones se ha tenido que dar pequeños o grandes saltos en la fase natural de desarrollo, bien por ensayos erróneos que necesitaban más documentación u otra distinta, cambio de enfoques durante el modelado o búsqueda de soluciones en apartados que eran influenciados por otros posteriores.

Por las razones anteriores, los tiempos representados en la Tabla 2 son orientativos, y dan cuenta principalmente del porcentaje de tiempo que se ha invertido en las distintas fases, debido a la distinta complejidad entre algunas de ellas o por correcciones necesarias en algunas partes del proyecto que han salido a la luz con posterioridad a la finalización de algunas de ellas.

6.4. Presupuestos del proyecto ATLAS.

Como en todos los proyectos de investigación, en el proyecto ATLAS también son necesarios medios técnicos y económicos para una correcta consecución del trabajo completo. Los primeros suelen ir supeditados a los segundos.

Hasta el momento, y a expensas de las fluctuaciones que conlleva un proyecto de investigación científica, ATLAS lleva dos años en proceso de desarrollo, en los que han sido necesarios medios económicos que, al ser el CSIC un organismo público dependiente del Ministerio del Interior del Gobierno de España, han sido sufragados por subvenciones en el ámbito del mundo científico, donde el CSIC es máximo exponente dentro del país.

El capital se invierte en medios materiales y medios personales, es decir, en personal cualificado y en el apoyo tecnológico que éste necesita para llevar el proyecto a buen puerto.

El dinero invertido se puede dividir según la naturaleza de la parte del proyecto destinataria de éste, para poder comprender en qué hace falta inyectar más o menos capital. Esta división se detalla en las siguientes tablas, que incluyen el total del presupuesto del proyecto hasta la fecha.

- Estructura: esta parte corresponde a la estructura mecánica de ATLAS, es decir, el soporte físico del usuario.

Tabla 3. Presupuesto de la parte estructural de ATLAS

Concepto	Unidades	Precio por unidad	Precio
Diseño mecánico	-	-	3000 €
Diseño piezas exclusivas	-	-	5000 €
Total estructura			8000 €

- Sensores: presupuesto para la parte encargada de recoger datos de posiciones y señales biológicas para realimentar el sistema de control.

Tabla 4. Presupuesto de sensores

Concepto	Unidades	Precio por unidad	Precio
Goniómetros	6	160,31 €	960 €
Sensores EMG	8	45 €	360 €
Plantillas	1	Par	14850 €
Total sensores			16170 €

- Actuadores: en la tabla adjunta a este apartado se desglosan la inversión en los actuadores que producen el movimiento físico del exoesqueleto, tras la orden del lazo de control.

Tabla 5. Presupuesto de actuadores

Concepto	Unidades	Precio por unidad	Precio
Motores EC90 Flat	6	160,31 €	960 €
Reductores HD	6	509,99 €	3060 €
Total actuadores			4020 €

- Unidades de control: necesarias para comunicar los sensores, los actuadores y el hardware. De la oferta que existe en el mercado, el CSIC ha optado por los dispositivos detallados en la Tabla 6.

Tabla 6. Presupuesto de controladores

Concepto	Unidades	Precio por unidad	Precio
CompactRIO 9022	1	3050 €	3050 €
Módulos analógicos cRIO	2	265 € 590 €	855 €
EPOS2	6	392,02 €	2350 €
Total controladores			6225 €

- Herramientas informáticas: aunque no sea un medio material propiamente dicho, por su naturaleza, es una de las partes importantes de la inversión, que se adquiere en forma de licencias por períodos de tiempo determinados. Los software de pago utilizados se detallan en la Tabla 7. Los software libres no se detallan porque no generan un gasto ni necesitan una inversión.

Tabla 7. Presupuesto de software

Concepto	Unidades	Período de licencia (años)	Precio
Matlab	-	2	1405 €
LabVIEW 2011	-	2	4820 €
Windows XP Professional 64 bits	-	2	1500 €
Total software			7725 €

Con las tablas anteriores se puede extraer el presupuesto material actual del proyecto ATLAS que, como se dijo anteriormente, está supeditado a posibles cambios o imprevistos, como pueden ser la avería de componentes, el alargamiento temporal del desarrollo, debiendo alargar licencias, o componentes nuevos necesarios para una optimización de una o varias funciones del exoesqueleto.

En la Tabla 8 se muestra la suma del total de todas las partes anteriormente analizadas.

Tabla 8. Presupuesto total del proyecto ATLAS

Concepto	Precio
Total estructura	8000 €
Total sensores	16170 €
Total actuadores	4020 €
Total controladores	6225 €
Total software	7725 €
Presupuesto total del proyecto	42140 €

La mano de obra cualificada es difícil de determinar, ya que la mayoría del personal implicado en el proyecto ATLAS lo está también en otros proyectos. Se da la circunstancia que del total de personas implicadas en este proyecto, físicos e ingenieros, la mayoría reciben la retribución por parte de becas no dependientes sólo del Ministerio.

Debido a las recientes bajadas en las subvenciones a proyectos científicos por parte del ministerio, el CSIC está buscando medios de financiación privados para poder llevar a cabo tanto el proyecto ATLAS como otros proyectos.

7. Metodología y trabajo realizado.

7.1. Herramientas de desarrollo.

Las señales electromiográficas (EMG en adelante) son señales eléctricas de pequeña amplitud que inician la contracción muscular, de las que se deben tener algunas consideraciones.

El inicio de la señal eléctrica que llega al músculo está en el cerebro, cuando éste decide contraer un músculo (en casi todos los casos varios músculos simultáneamente) mandando una señal neuronal que recorre el sistema nervioso hasta llegar al músculo en cuestión, produciéndose la contracción muscular.

La magnitud de la señal EMG es bastante pobre, normalmente del orden de microvoltios (μV), y además es proporcional a la intención de movimiento, es decir, para hacer un movimiento ligero y continuo la señal extraída del músculo será de amplitud pequeña y continuada en el tiempo. Por el contrario, para una contracción intensa y rápida, la señal será de mayor amplitud y en un tiempo reducido.

La señal EMG llega al músculo unos milisegundos antes de producirse el movimiento, así que uno de los objetivos particulares en esta parte del proyecto será reducir el tiempo de adquisición y acondicionamiento de las señales a niveles similares a los fisiológicos para una respuesta óptima del sistema.

Otra consideración importante es la localización óptima de los sensores EMG SX230 en la piel, ya que la señal depende proporcional y linealmente de las fibras musculares que estén situadas debajo del sensor, cuantas más fibras, mayor amplitud de la señal EMG.

Para realizar el objetivo de la mejor manera posible se deben utilizar herramientas que permitan un diseño cómodo, fácil e intuitivo de todos los sistemas y subsistemas.

En esta etapa del proyecto se han utilizado los siguientes elementos:

➤ Hardware:

- PC: es la herramienta indispensable desde la que se coordinan el resto de sistemas, se implementan los programas software y se tratan y visualizan los datos adquiridos.

- Osciloscopio TDS400 (Tektronix): el osciloscopio es un dispositivo de lectura y visualización de señales eléctricas, desde el que se puede adecuar la visión de dichas señales para una mejor comprensión de las mismas, en una etapa primaria del proyecto.
- Sensores EMG SX230 (Biometrics LTD): miden la tensión producida en los músculos y van colocados en la superficie de la piel.
- CompactRio 9022 (National Instruments): es un sistema flexible y reconfigurable de adquisición y control de datos, extremadamente robusto y fiable. Con la CompactRIO se pueden intercambiar señales en tiempo real de multitud de naturalezas.

Consta de un chasis reconfigurable, donde está alojada la Fiel Programmable Gate Array (FPGA), con la que podemos aumentar la velocidad de intercambio de datos al permitir una implantación física de programas, y este chasis soporta hasta 4 módulos extraíbles e intercambiables que realizan diversas tareas, como E/S analógicas o conexiones directas a actuadores.



Figura 14. Chasis CompactRIO sin módulos

- Hardware auxiliar: como fuentes de alimentación, generador de funciones, placas ProtoBoard u otros elementos que sirven para conectar el resto de hardware o para suministrar alimentación eléctrica a distintos componentes.

➤ Software:

- LabVIEW 2011 (National Instruments): acrónimo de Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench, es un entorno gráfico de programación dirigido a ingenieros que, por su formato, permite buscar soluciones a multitud de problemas de manera fácil e intuitiva, aún siendo un programa que permite actuar a muy bajo nivel. Su integración con herramientas hardware de National Instruments (NI) posibilita extraer un rendimiento sensacional a sistemas completos de adquisición y control para prácticamente cualquier tipo de problema en casi todos los campos de la ingeniería.

- PSIM: se trata de un programa de simulación de circuitos electrónicos. En la interfaz del PSIM se pueden implementar circuitos electrónicos con todos sus componentes y visualizar las formas de onda y los datos de entrada, salida y transición de éstos, lo que permite al ingeniero hacer pruebas con diferentes valores sin necesidad de disponer previamente de los componentes ni de tener que utilizar un circuito real.

Una vez conocidos los elementos que componen el sistema completo de adquisición y tratamiento de señales EMG (aunque más adelante se añadirán otros elementos hardware y código software), se tratará de explicar la metodología seguida para lograr los objetivos parciales que se pretenden conseguir con lo realizado hasta el momento.

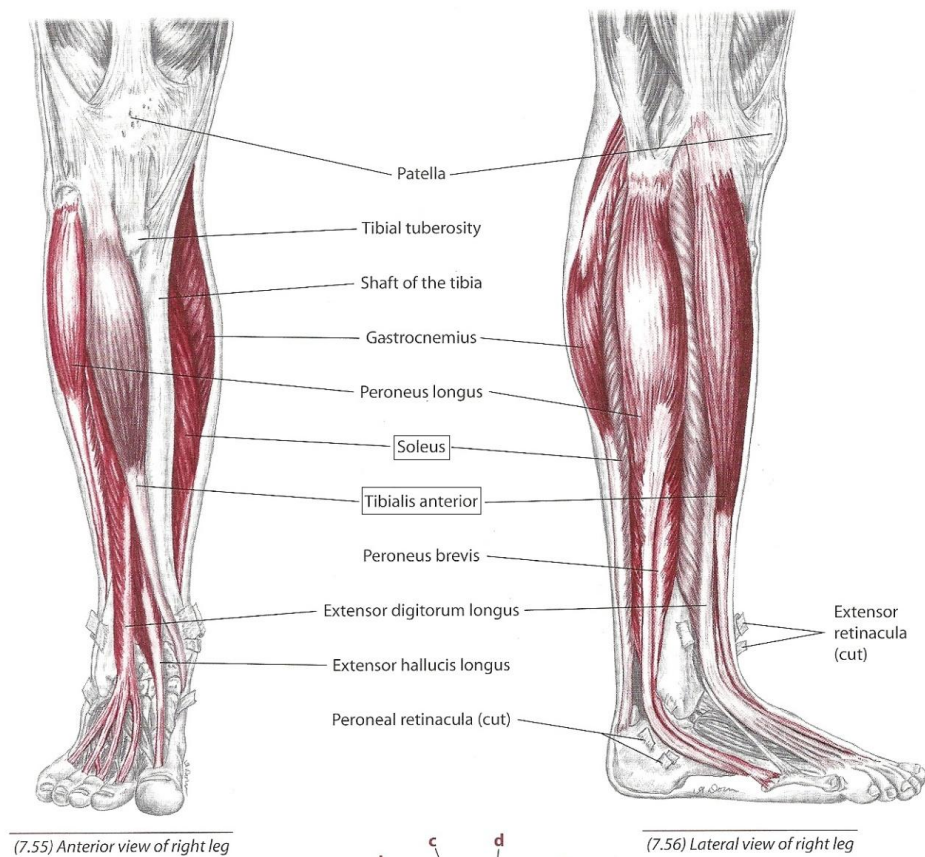


Figura 15. Visión del tibial anterior y el sóleo

En este apartado trataremos de adquirir las señales de los principales músculos que se ocupan del movimiento del tobillo. Estos músculos son el Tibial anterior (Tibialis anterior), que se ocupa de la flexión del tobillo, y el Sóleo (Soleus), que es el encargado de la extensión. Aunque el movimiento se realiza en base a la contracción simultánea de varios músculos, la superficialidad del sóleo y el tibial anterior (Figura 8) y la magnitud de la señal eléctrica que generan, así como la facilidad de la colocación de los sensores en ellos, los hacen idóneos para proporcionar la señal eléctrica al sistema de recogida de datos.

7.2. Desarrollo hardware.

La evolución lógica de la señal desde que se genera en el músculo hasta que puede ser utilizada para el control del exoesqueleto viene dada por [7] y sigue el diagrama de la figura 9.

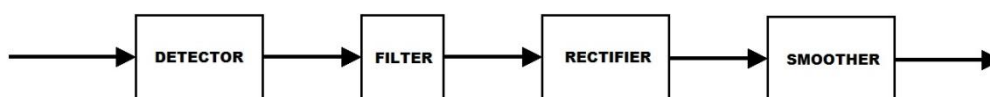


Figura 16. Flujo de la señal EMG

Lo primero es comprobar que, efectivamente, los sensores recogen la señal EMG, y que ésta es proporcional al movimiento. Para ello se colocan los sensores en los músculos citados anteriormente, de la forma que se muestra en las Figuras 10 y 11, variando la posición de tal forma que en el osciloscopio se visualice la mejor señal posible.

Los sensores siempre deben tener una toma de referencia, que es la misma para ambos, y que está situada en una cinta alrededor de la rodilla, ya que, como se aclara en [2], esta referencia debe estar situada en un punto no demasiado alejado del sensor y en una zona donde no se produzca señal eléctrica alguna, a ser posible sobre hueso.



Figura 17. Colocación sobre sóleo



Figura 18. Colocación sobre tibial anterior

El conexionado primario para visualizar la señal EMG es muy sencillo, y se utilizan el primer y el segundo canal, ambos con una visualización de 200 milisegundos/división del display del osciloscopio.

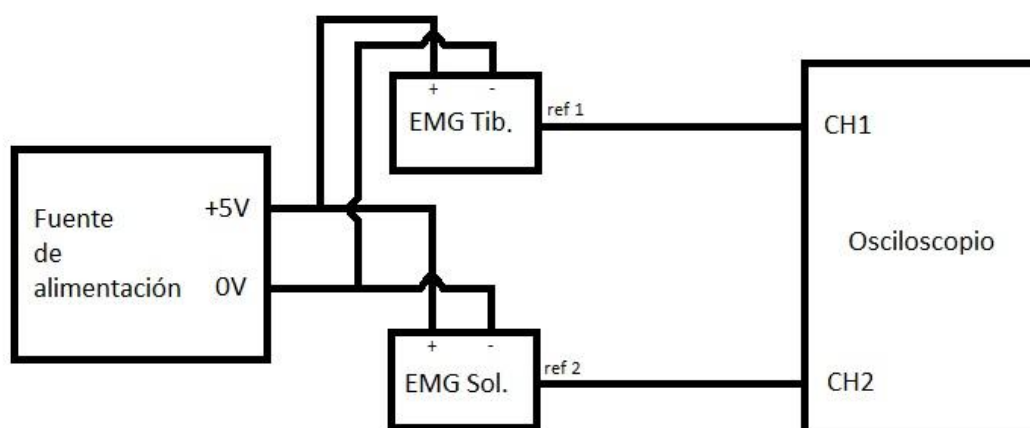


Figura 19. Sencillo conexionado al osciloscopio

Una vez comprobado que los sensores miden correctamente y que están colocados en el lugar adecuado, se observa que, a pesar del acondicionamiento de serie del SX230, la señal no puede ser utilizada ya que hay varios factores que impiden su correcta interpretación por parte del resto del sistema, por lo que habrá que acondicionar la señal de tal manera que quede una señal limpia, proporcional y fiable.

La secuencia de pasos a seguir es bastante lógica en el tratamiento de una señal:

1. Rectificación.
2. Detector de envolvente.
3. Amplificación.

7.2.1. Rectificación.

La rectificación se puede implementar vía software, mediante la función valor absoluto (ABS) de LabVIEW. Esta función convierte directamente la parte negativa de la señal recibida en parte positiva, quedando como resultante una onda con valores iguales o mayores que cero. Es una función simple que no requiere un tiempo de computación muy elevado, por lo que no es necesario un diseño con componentes, en cuyo caso constaría de un circuito de rectificación de media onda, con un único diodo.

7.2.2. Detector de envolvente.

El detector de envolvente es un circuito electrónico formado por un diodo, un condensador y una resistencia, y cuya disposición se muestra en la Figura 12. Este circuito recoge la señal rectificada y, filtrando las frecuencias altas, extrae la envolvente de la misma de tal forma que queda una señal limpia y proporcional a la intención de movimiento. Para el ajuste de los valores del condensador y de la resistencia se ha utilizado la herramienta informática de simulación de circuitos electrónicos PSIM. La fuente mostrada en la Figura 13 produce una tensión aleatoria

de alta frecuencia emulando a la que se extrae de los sensores EMG cuando hay movimiento muscular. Tras multitud de simulaciones realizadas, se han escogido los siguientes valores y los resultados se muestran en la Figura 13:

- Tibial anterior:

$$R = 5,51 \text{ k}\Omega$$

$$C = 220 \text{ pF}$$

- Sóleo:

$$R = 0,334 \text{ M}\Omega$$

$$C = 220 \text{ pF}$$

Los valores, en ambos músculos, son distintos debido a que la intensidad de la señal es diferente en cada caso, por la naturaleza y las inervaciones de los músculos. Por esta razón el acondicionamiento hardware, aún compartiendo topología, requiere valores distintos según las simulaciones de seguimiento del filtro.

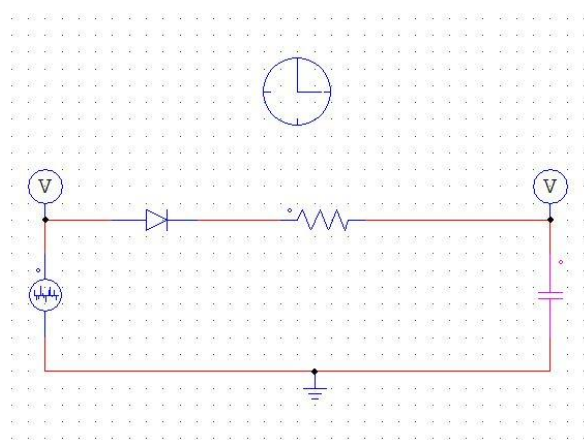


Figura 20. Detector de envoltente el PSIM

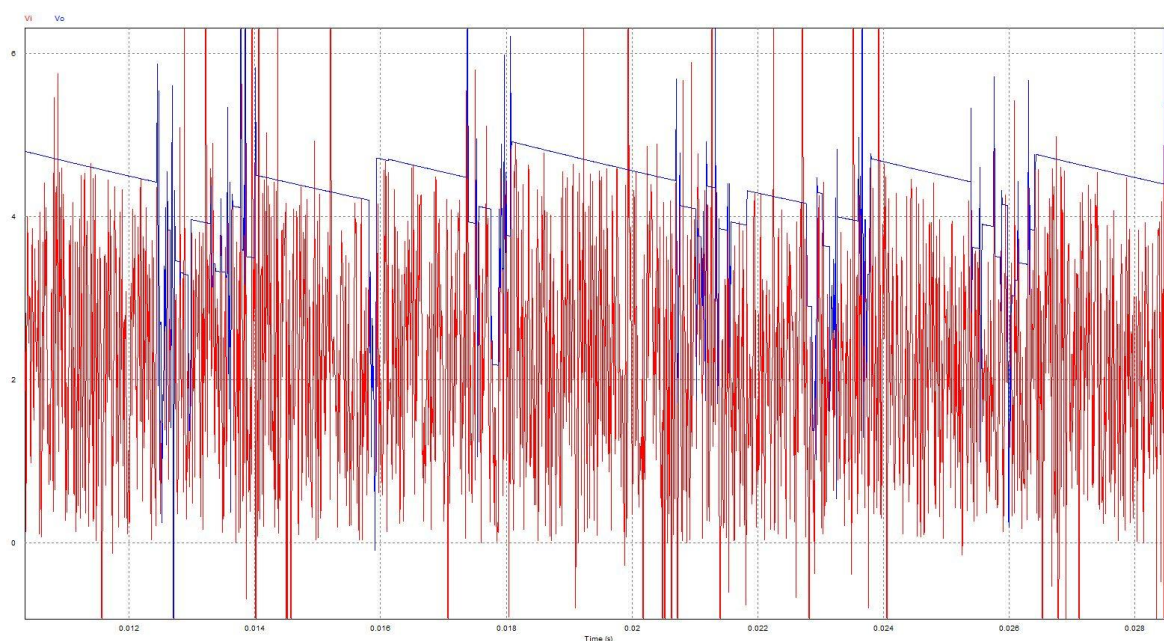


Figura 21. Seguimiento de activación en PSIM

7.2.3. Amplificación.

Para la etapa de amplificación de la señal se consideran dos posibles caminos: implementación hardware o vía software.

La primera opción, vía hardware, se realiza con un amplificador operacional integrado en el componente AD622 para cada sensor. El conexionado se muestra en la Figura 15.

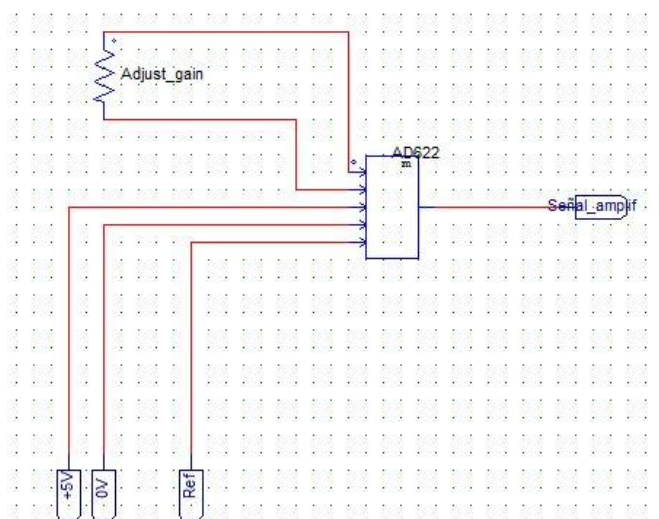


Figura 22. Conexionado del amplificador

La ganancia se ha ajustado a 10 [V/V] aplicando una resistencia que se puede calcular según la fórmula de ganancia proporcionada en la hoja de características del fabricante:

$$R_G = \frac{50,5}{G - 1} = \frac{50,5}{10 - 1} = 5,61 \text{ k}\Omega$$

Se ha utilizado el componente AD622 precisamente por la facilidad de ajuste de ganancia, que sólo requiere calcular el valor de una resistencia de forma sencilla. Cuantos menos componentes se puedan utilizar, más robusto será el sistema, ya que habrá menos probabilidad de fallo de alguno de ellos o de su conexionado.

Por otro lado, como segundo camino de amplificación, ésta puede realizarse en el entorno de programación de LabVIEW mediante la función *Multiply*, que multiplica el valor de la señal a cada medida por una constante.

Tras probar las dos opciones, se llegó a la conclusión de que el tiempo que se pierde en multiplicar la señal vía software es lo suficientemente pequeño, por ser una operación extremadamente sencilla y mecánica, como para que no merezca la pena utilizar dos amplificadores operacionales ya que, como se ha explicado en un párrafo anterior, esto minimizará las probabilidades de error por el hecho de ahorrar componentes.

7.3. Desarrollo software.

En este punto ya se dispone de una señal clara que se puede procesar. Para ello se desarrollará, en este apartado, una aplicación de software capaz de interpretar las señales y utilizarlas para el correcto funcionamiento del exoesqueleto ATLAS.

Para la implementación de este programa se deben configurar correctamente tanto la herramienta LabVIEW como la CompactRIO, ya que a través de esta última deben pasar las señales desde los componentes hardware hasta el PC. El chasis CompactRIO tiene una dirección IP propia y puede conectarse al ordenador con un cable Ethernet.

La configuración se realiza mediante *Measurement & Automation Explorer* (MAX) y el propio LabVIEW, desde los cuales se tiene la opción de utilizar la FPGA, como en este caso, para conseguir una mayor rapidez de procesamiento del sistema.

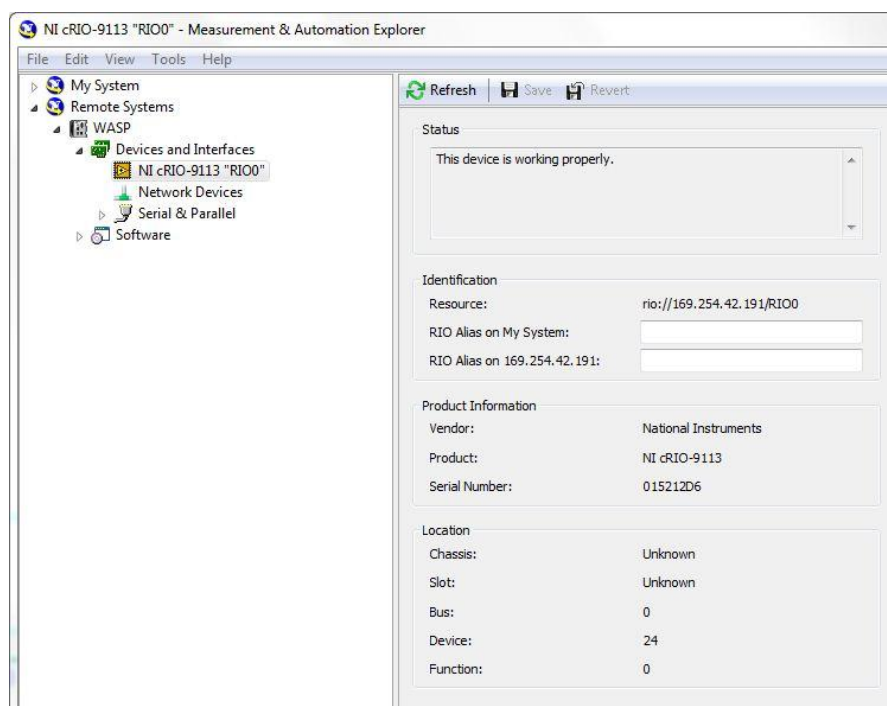


Figura 23. Herramienta MAX

Con la configuración apropiada de todos los elementos, se debe crear un Instrumento Virtual (Virtual Instrument ó VI) en LabVIEW, generando un nuevo proyecto (EMG_1_March) que incluya todas las bibliotecas, VI's y configuraciones necesarias. Para conseguir los objetivos marcados de adquisición de la señal eléctrica acondicionada y registro de datos, es importante identificar en primer lugar las variables de entrada, salida y parámetros intermedios, si los hubiera, para poder enfocar el problema de la forma más lógica, y por tanto sencilla, que sea posible.

El entorno LabVIEW consta de dos interfaces con los que el ingeniero puede controlar, modificar y/o visualizar todos los parámetros y variables del sistema, y son los siguientes:

- Diagrama de bloques: en este interfaz se encuentran las funciones, estructuras, VI express y cables que transfieren los datos entre los distintos objetos. Aquí se muestran, para cada elemento, los terminales de entrada, salida y control, los cuales se pueden interconectar de distintas formas para una solución óptima de cada problema. LabVIEW avisa en caso de conexiones erróneas, de distintos tipos de datos o de elementos incompatibles, como cualquier otro lenguaje de programación.

- Panel frontal: esta es la interfaz del ingeniero para el VI. Aquí aparecen los controles e indicadores, que son los elementos interactivos del diagrama de bloques. Los controles simulan dispositivos de entrada de instrumentos y ofrecen datos al diagrama de bloques del VI. Por otro lado, los indicadores simulan dispositivos de salida de instrumentos y muestran por pantalla los datos que se adquieren o que se generan tras el procesamiento en el diagrama de bloques. Para los controles se dispone de interruptores booleanos y controles discretos o continuos. Los indicadores pueden ser desde gráficos, numéricos, hasta cadenas de datos. Controles y indicadores pueden ser modificados para un mejor manejo por parte del ingeniero.

7.3.1. Adquisición de la señal EMG.

En el caso de las señales EMG del proyecto ATLAS, estas entradas del sistema serían las señales de ambos sensores SX230 ya acondicionadas. El programa debe leer estas cadenas de datos y almacenarlas, con el fin de guardar datos de ensayos y poder interpretarlos.

A continuación se muestran, en la Figura 17 y la Figura 18, el diagrama de bloques y el panel frontal del VI de adquisición y almacenamiento de datos.

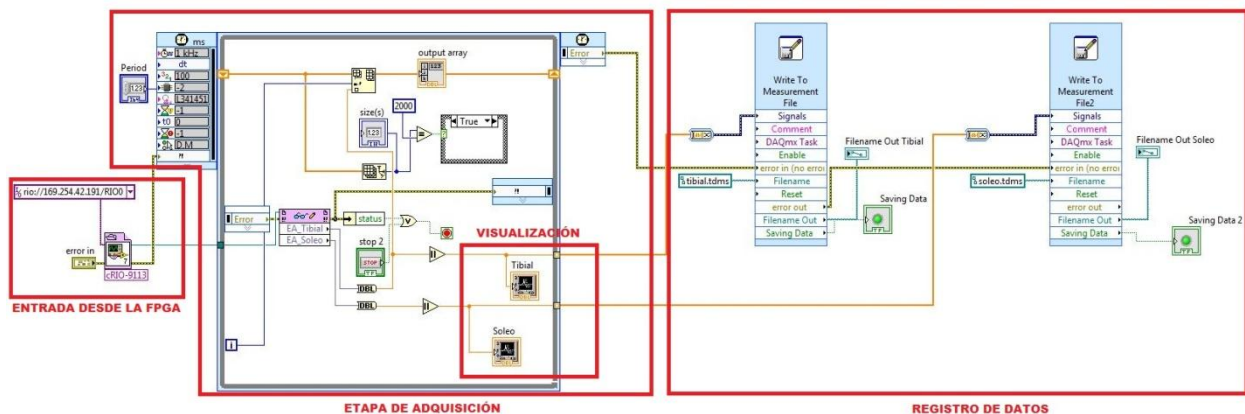


Figura 24. Diagrama de bloques del VI

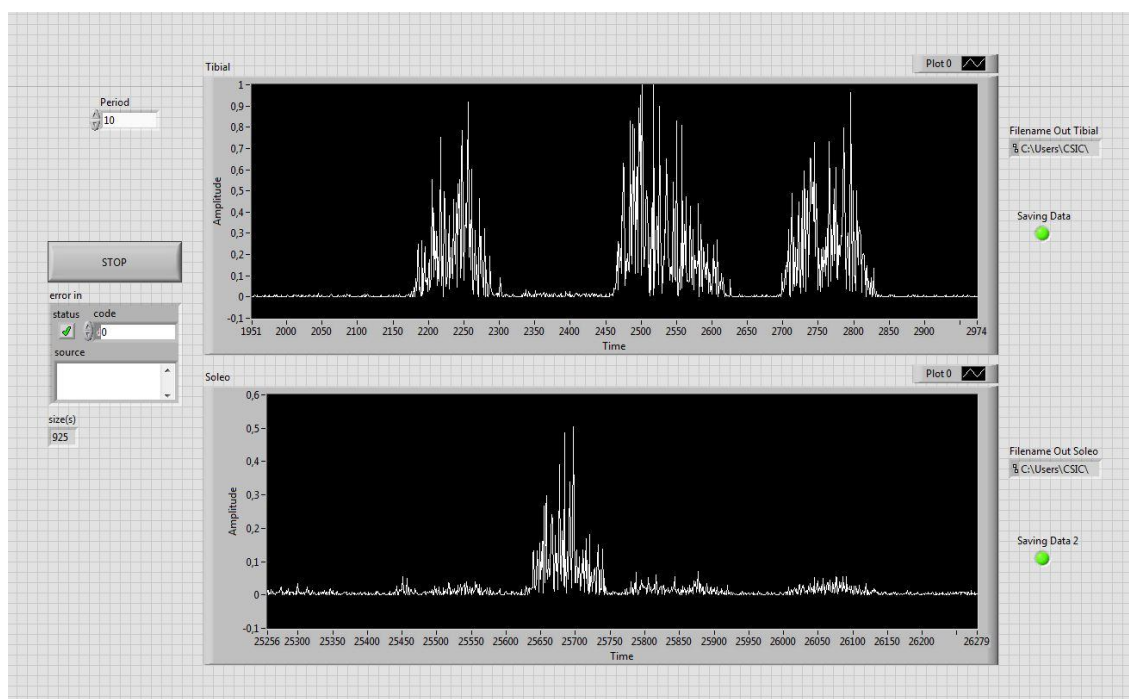


Figura 25. Panel frontal del VI con señal antes de acondicionamiento

Como se puede ver en la figura anterior, el ingeniero dispone de la visualización en tiempo real de las señales electromiográficas superficiales (surface EMG ó sEMG) y de la disponibilidad del guardado de datos, así como controles del período de visualización, de la ruta del archivo generado y de la parada del sistema en caso necesario.

El VI express *Write to measurement file* genera un archivo en formato Excel (.xls) que recoge los datos en cada muestreo y los guarda en dos columnas (voltaje-tiempo) y en tantas filas como número de medidas se hayan tomado. Cuando existe un desbordamiento en el array, se deshabilita el guardado de datos, apagándose los LEDs verdes del *enable*.

7.3.2. Suavizado de la señal EMG.

La parte más importante de la adquisición de datos es conseguir un compromiso entre las dos características necesarias para conseguir una óptima respuesta y control global del sistema. Estas características son las siguientes:

- Rapidez: es de suma importancia captar la señal de activación con una velocidad lo suficientemente alta como para que la respuesta del sistema a un patrón de movimiento sea lo más inmediata posible, ya que si esto no ocurre, el controlador podría estar enviando a los actuadores unas órdenes de posición en ese momento incorrectas, produciendo un rápido desequilibrio del sistema.
- Suavizado: como se ha explicado en el apartado de principios fisiológicos, la señal eléctrica que produce la contracción en el músculo es proporcional a la intención de movimiento de este, por lo que es importante conseguir una señal suave, sin las típicas oscilaciones de alta frecuencia de las señales EMG, que podrían provocar movimientos temblorosos y, además de funcionar mal, desestabilizar el exoesqueleto, con el consiguiente peligro para el usuario. Hay que recordar que los usuarios de este robot asistencial son personas de movilidad reducida, por lo que es especialmente importante que el sistema sea seguro.

Con la intención de buscar unos criterios de diseño válidos se han implementado y probado varios métodos de suavizado de la señal, estudiados en [8], y que se explicarán a continuación.

8. Filtrado Butterworth.

8.1. Introducción.

Para que el exoesqueleto pueda utilizar de manera eficiente las señales extraídas de los músculos, es necesario filtrarlas y acondicionarlas, ya que, en caso contrario, provocarían una inestabilidad al sistema haciéndolo inservible.

Según los últimos artículos y estudios publicados al respecto, existen varios métodos para el filtrado vía software de señales biológicas. Concretamente, según [8], los filtrados que mejor funcionan en este tipo de dispositivos son: el filtrado basado en Butterworth paso bajo de segundo orden y el filtrado adaptativo.

El filtro adaptativo va un paso más allá del filtro basado en Butterworth, pero es mucho más complejo (regla del 80/20). Por ello se diseñó y probó el filtro más sencillo y, más adelante y con los conocimientos adquiridos, se diseñó e implementó el filtrado adaptativo, cuya respuesta es notablemente más adecuada al problema abordado en este trabajo.

8.2. Desarrollo.

Para llevar a cabo el diseño y la implementación del filtrado Butterworth se ha utilizado, como para la adquisición software normal –apartado 5–, la herramienta LabVIEW. El esquema se puede ver en la Figura 25, como parte del VI necesario para su correcto funcionamiento.

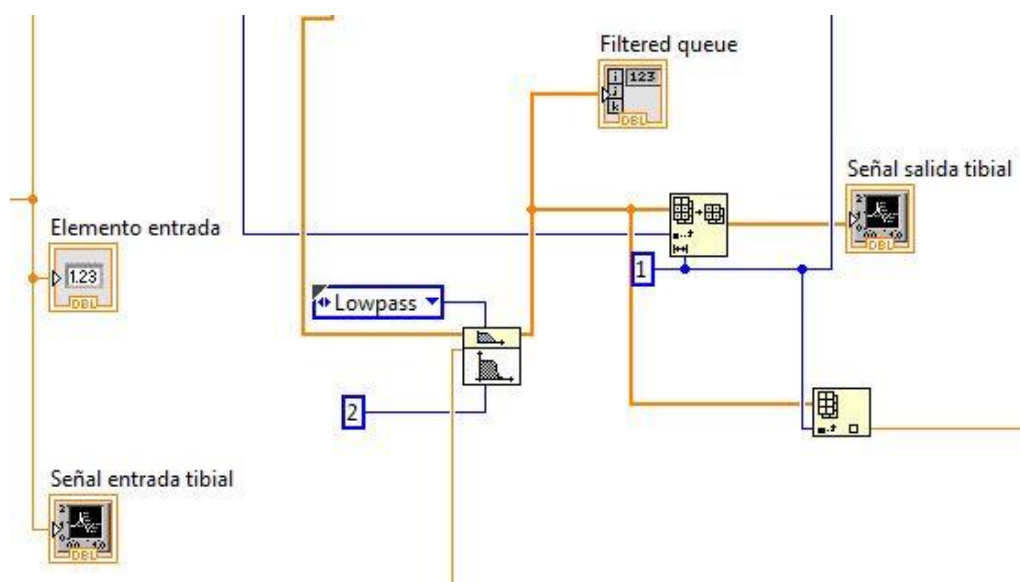


Figura26. Pequeño fragmento de bloque Butterworth en LabVIEW

8.3. Interpretación de los resultados.

Tras la etapa software, es fácilmente observable, con respecto a los resultados del apartado anterior, en los que únicamente se adquiriría la señal con un rectificador + filtro hardware, que la calidad de la señal adquirida mejora notablemente, reduciendo el ruido de la señal de entrada cruda (raw signal).

No obstante, a la vista de las gráficas, se observa un pequeño retardo desde que se produce la activación real en la subida de la señal cruda, hasta que el filtro responde con una subida de la señal filtrada. Este hecho, dada la naturaleza del proyecto, podría suponer una dificultad a la hora del óptimo control del exoesqueleto.

Al constar esta etapa de un solo filtro Butterworth por cada señal (una del Tibial Anterior y otra del Sóleo), se torna complicado alcanzar los objetivos de máxima rapidez y minimización total de ruido, por lo que la forma de hacer este filtro lo mejor posible es utilizando criterios de diseño, es decir, una solución de compromiso que aúne la mayor rapidez posible sin que el ruido haga inutilizable la señal.

Cabe destacar en este punto que, puesto que la amplitud y el ruido en los dos músculos medidos son considerablemente distintos, las frecuencias de muestreo en los filtros de ambos son distintas.

Experimentalmente, superponiendo las gráficas de la señal cruda y la señal filtrada, se ha llegado a la conclusión de que la solución de compromiso que mejor cumple con las premisas de rapidez y ruido es la siguiente:

- Frecuencia de muestreo del Tibial Anterior → **$f_t = 0,82 \text{ Hz}$**
- Frecuencia de muestreo del Sóleo → **$f_t = 0,70 \text{ Hz}$**

Con las frecuencias de muestreo de los filtros mostradas anteriormente, la señal de adquisición es la mostrada en la figura 26. La señal cruda y la filtrada están superpuestas para mostrar el pequeño retraso producido por este tipo de filtrado. En **azul** se muestra la señal cruda y en **rojo** la filtrada.

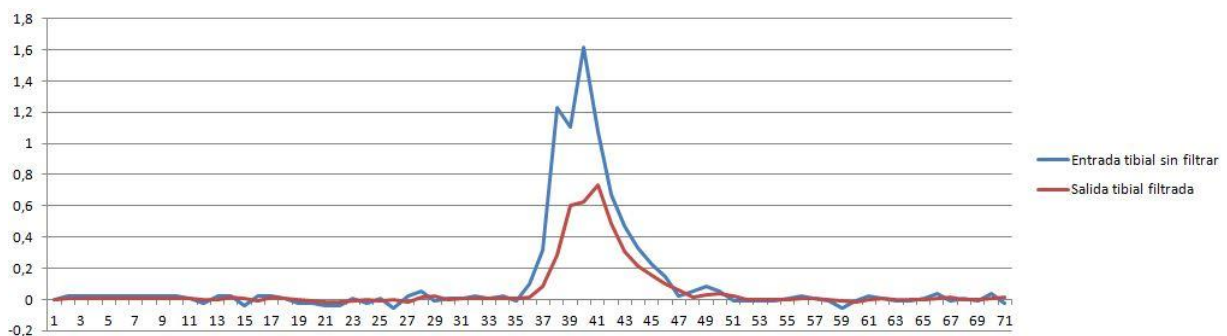


Figura 27. Comparaciones de la señal cruda y filtrada en $f=0,82 \text{ Hz}$

En el VI de LabVIEW se puede ver claramente el hecho de que al aumentar la frecuencia de muestreo del filtro implica tres cosas:

1. El ruido disminuye.
2. El retardo aumenta.
3. La amplitud disminuye.

Esto se puede observar en las siguientes gráficas, donde se muestra una activación del Tibial Anterior y su señal filtrada con dos frecuencias distintas, la primera considerablemente mayor que la frecuencia de muestreo para este músculo calculada experimentalmente y la segunda considerablemente menor.

Sólo se mostrarán las dos frecuencias elegidas con la señal del Tibial Anterior, ya que produce exactamente el mismo efecto en la señal del sóleo.

En la figura 27 se puede ver una activación del Tibial Anterior con una frecuencia de muestreo $f_t = 2,5 \text{ Hz}$, donde se aprecia perfectamente la disminución del ruido y el aumento del retardo. Otro factor clave es que, con frecuencias de muestreo altas, la señal filtrada disminuye considerablemente su amplitud.

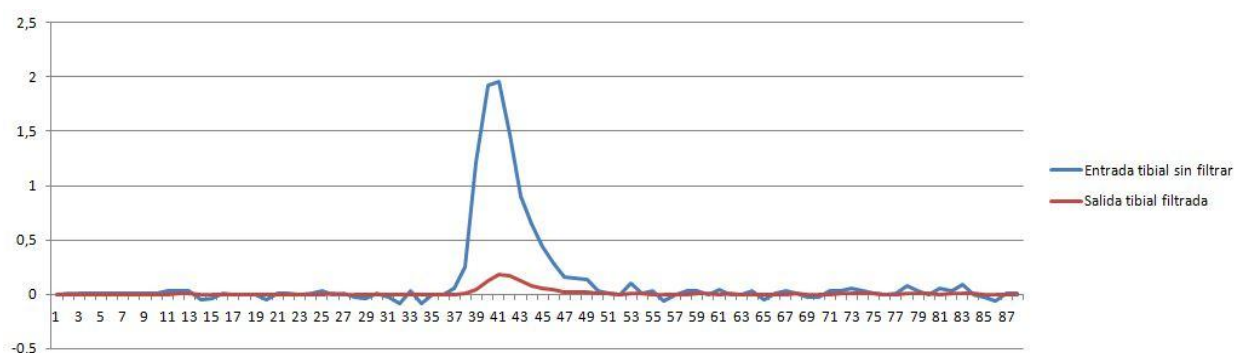


Figura 28. Comparaciones de la señal cruda y filtrada en $f=2,5 \text{ Hz}$

En la figura 27, se muestra, de nuevo, una activación del tibial anterior pero con una frecuencia de muestreo $f_t = 0,3 \text{ Hz}$, donde se ve mayor ruido en la señal filtrada pero a su vez mayor rapidez en la respuesta.

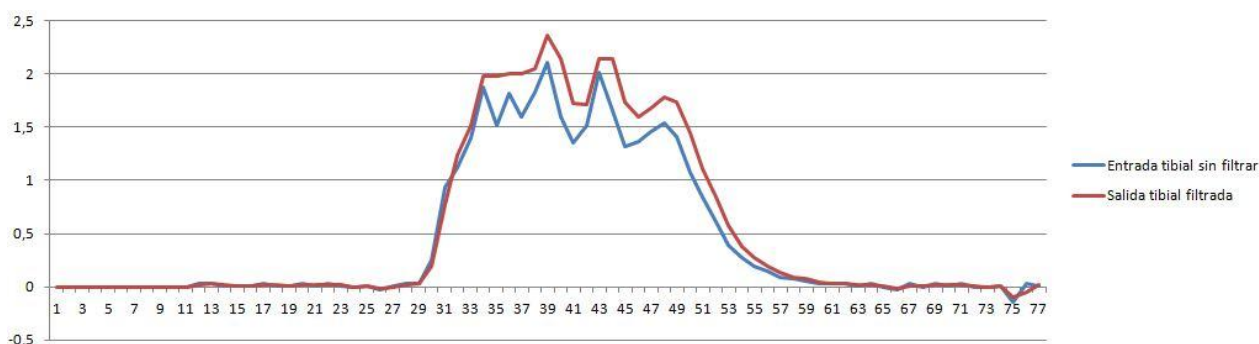


Figura 29. Comparaciones de la señal cruda y filtrada en $f=0,3 \text{ Hz}$

Como muestra final del efecto de la variación en el filtrado a las distintas frecuencias estudiadas, se ha realizado una prueba en la misma ejecución variando las frecuencias citadas anteriormente. La figura 29 muestra, en tres secciones diferenciadas, la señal cruda y el seguimiento realizado por el filtro con las tres frecuencias de muestreo -0,3 Hz, 0,82 Hz y 2,5 Hz- donde se ven perfectamente los efectos de dicha variación.

En rojo aparece la señal sin filtrar y en verde la señal filtrada.

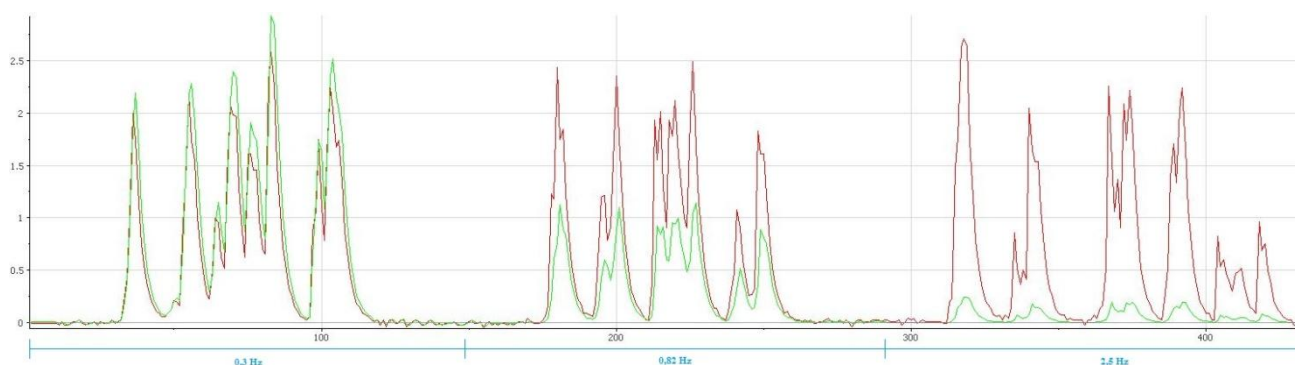


Figura 30. Comparación del seguimiento a distintas frecuencias

El primer tramo (0,3 Hz) sigue muy rápidamente a la señal y no disminuye su amplitud, pero el ruido es lo suficientemente grande como para hacer el sistema inestable, sobretodo en activaciones musculares mínimamente prolongadas en el tiempo.

El segundo tramo (0,82 Hz) tiene un seguimiento razonablemente rápido de la señal de entrada, disminuyendo su amplitud moderadamente, de forma que es utilizable por el sistema. El ruido es disipado considerablemente con respecto al primer tramo, fenómeno que se observa con mucha claridad en activaciones prolongadas del músculo, como se ven en las figuras 26 y 28.

En el tercer tramo (2,5 Hz) se observa una disminución brusca de la amplitud de la señal, así como un menor ruido en la salida, pero el retardo es claramente superior que en los dos casos anteriores, haciendo inviable esta frecuencia de muestreo si lo que se busca es un funcionamiento rápido y suave del dispositivo.

8.4. Ensayos con filtros Butterworth.

Para corroborar un funcionamiento aceptable del filtrado, según las frecuencias obtenidas experimentalmente en el apartado anterior, que asumen lo mejor posible rapidez y eliminación de ruido, se han realizado los mismos ensayos que en el apartado 5 para que se pueda ver el efecto del filtrado software, que suaviza la señal de manera que el dispositivo, al utilizarla, no sufra pequeñas fluctuaciones en las órdenes, que harían un efecto de pequeños y rápidos movimientos, imposibilitando la estabilidad.

Los resultados de estos ensayos se muestran a continuación. La explicación fisiológica a las señales obtenidas son las mismas que en el apartado 5, y observando ambos ensayos –con filtro software y sin él– queda clara la mejora.

- Caminar en llano

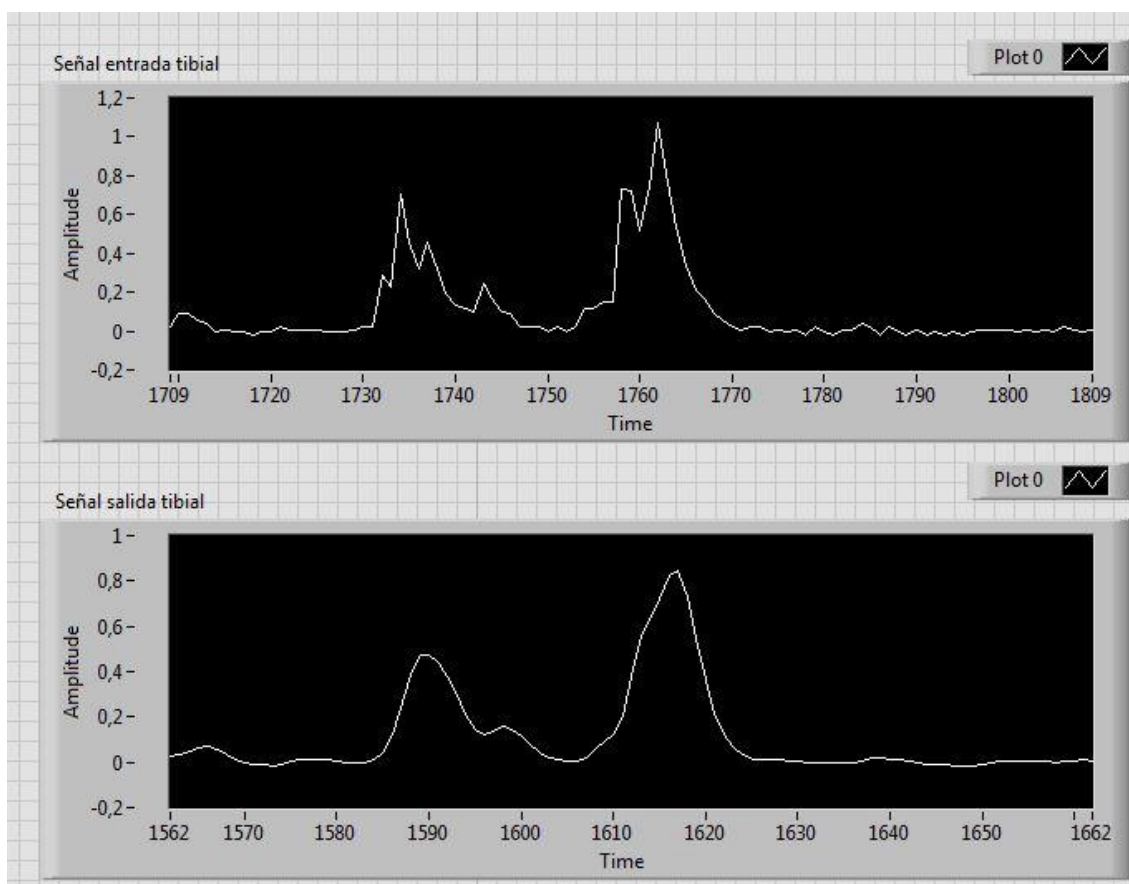


Figura 31. Señal del tibial anterior resultado de caminar en llano

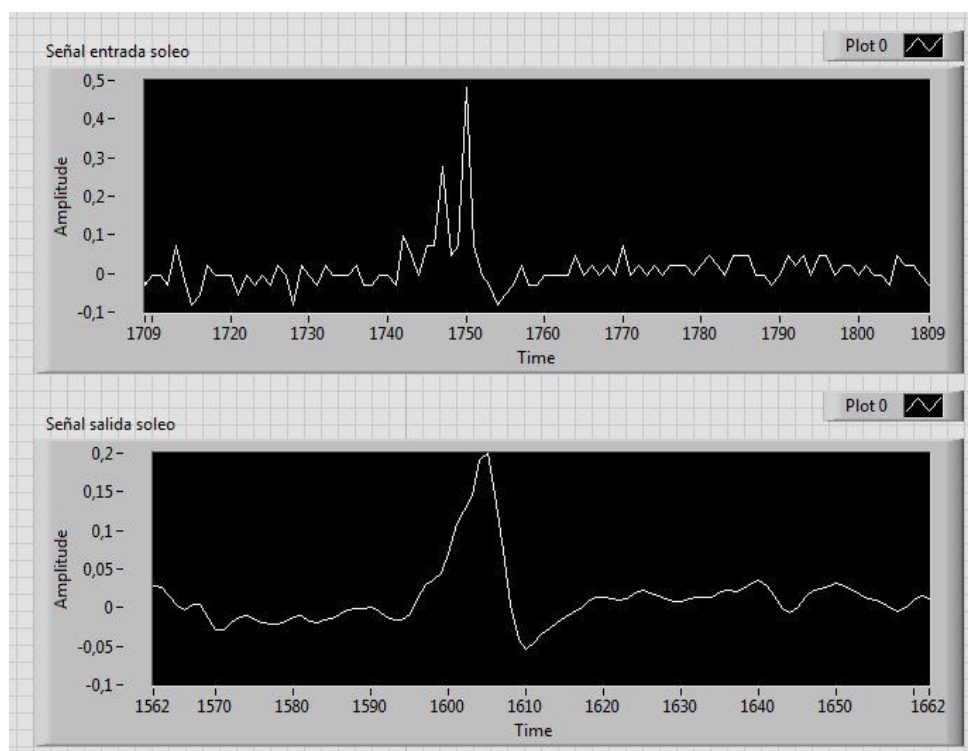


Figura 32. Señal del sóleo resultado de caminar en llano

- Caminar sobre rampa ascendente

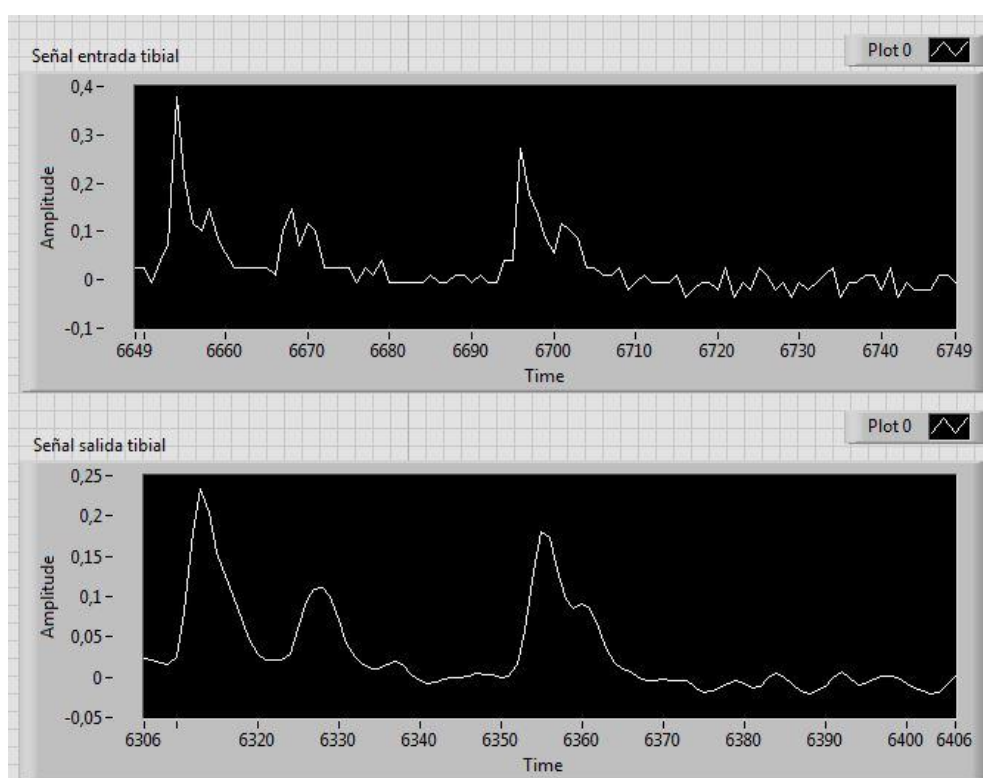


Figura 33. Señal del tibial anterior resultado de caminar en rampa ascendente

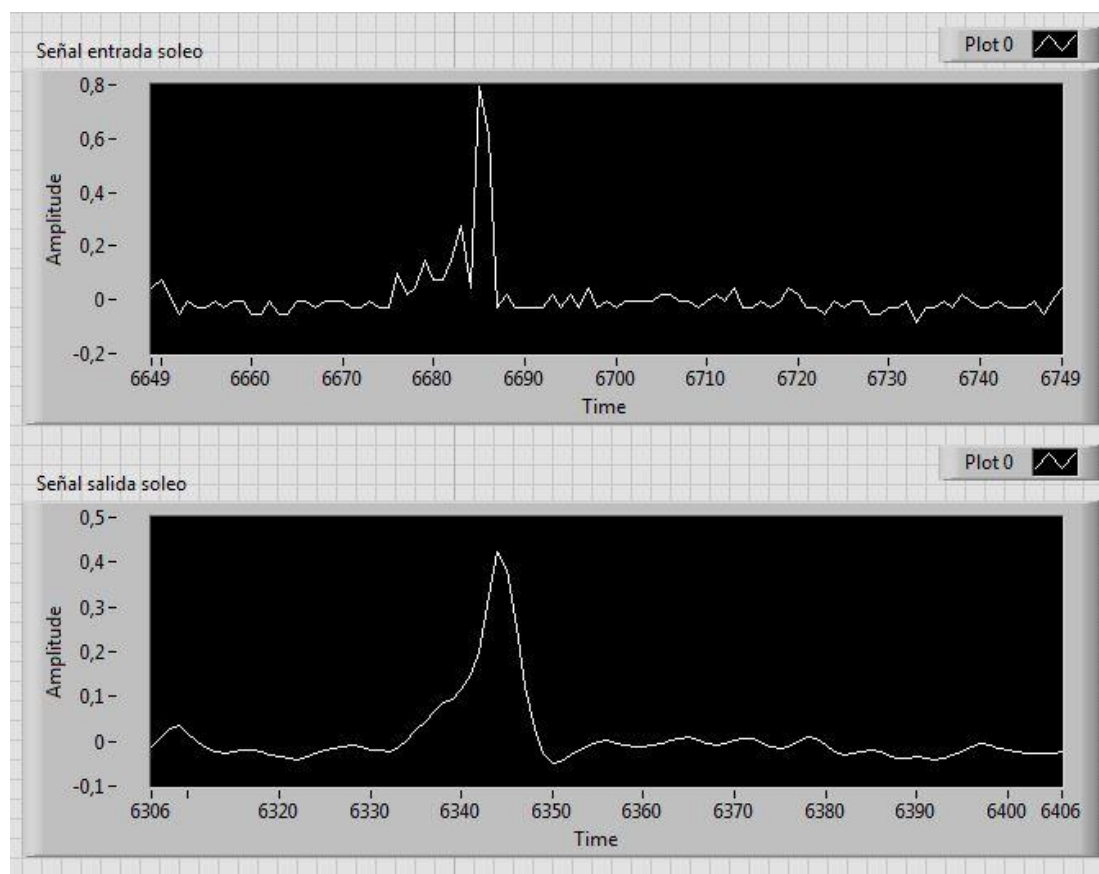


Figura 34. Señal del sóleo resultado de caminar en rampa ascendente

- Caminar en rampa descendente

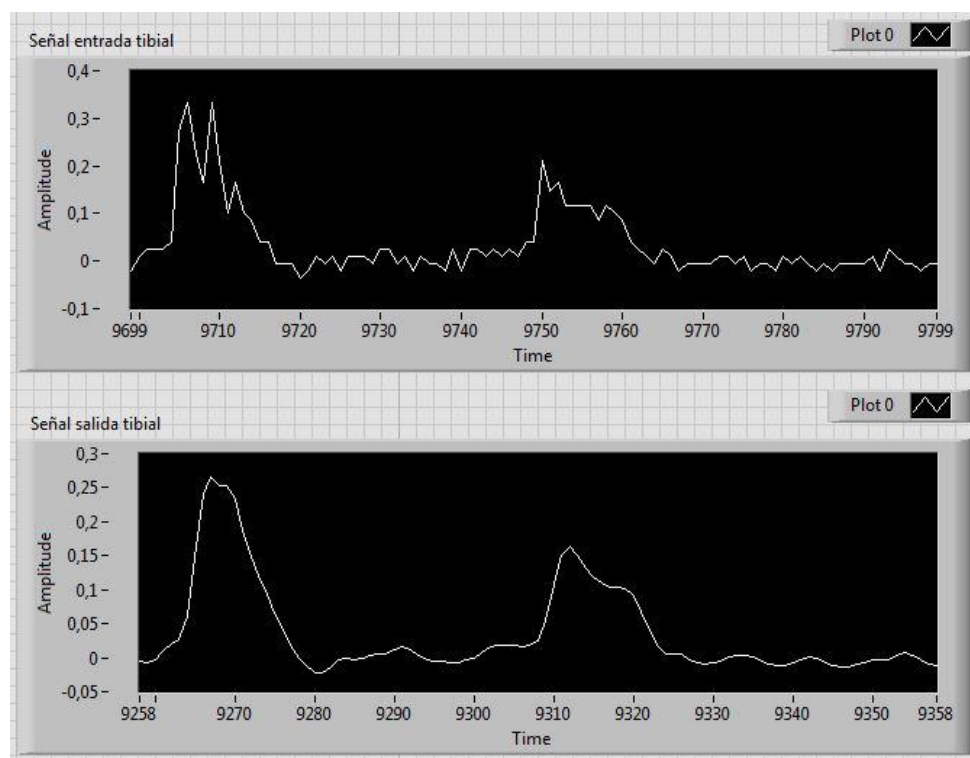


Figura 35. Señal de tibial anterior resultado de caminar por rampa descendente

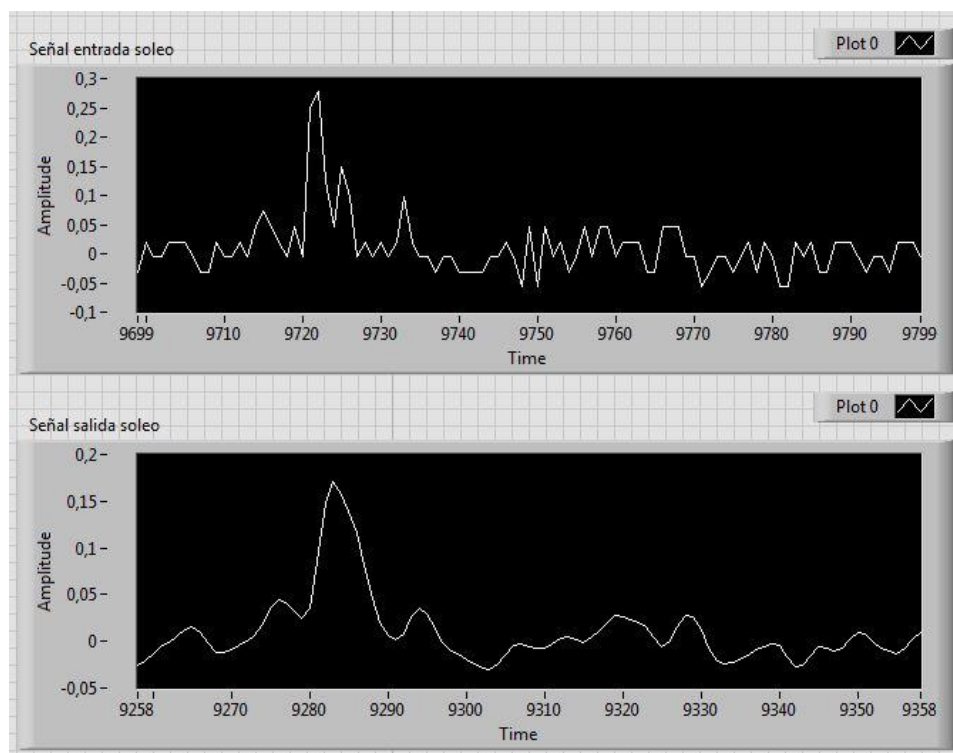


Figura 36. Señal de sóleo resultado de caminar por rampa descendente

○ Levantarse

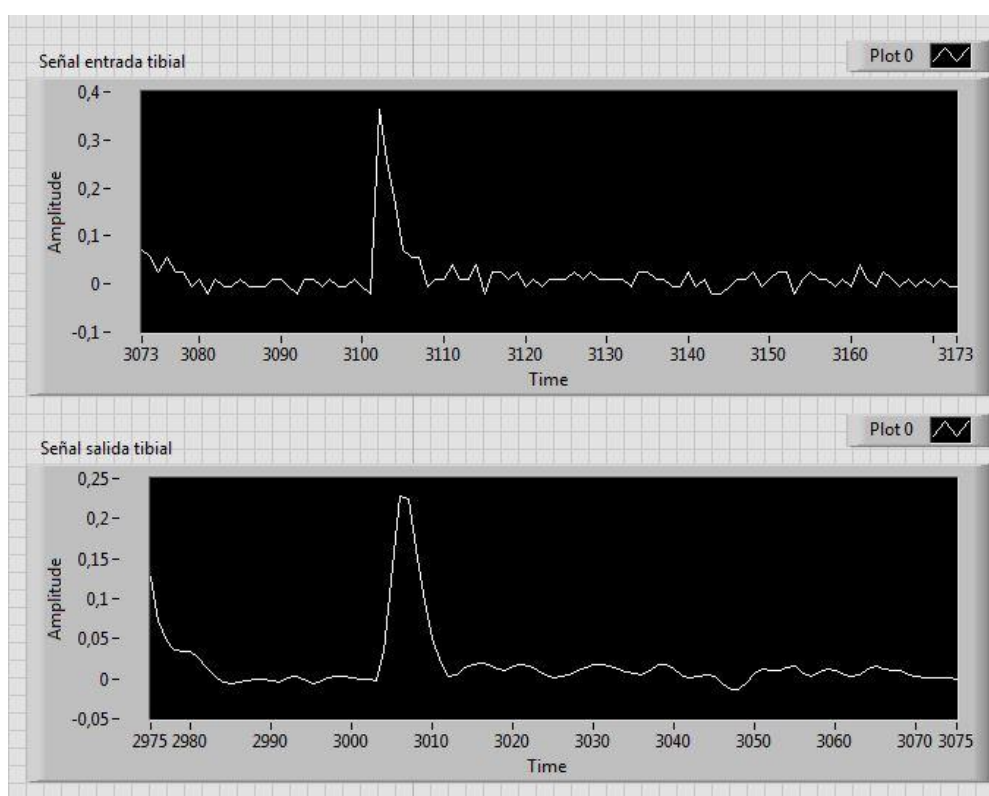


Figura 37. Señal del tibial anterior resultado de levantarse

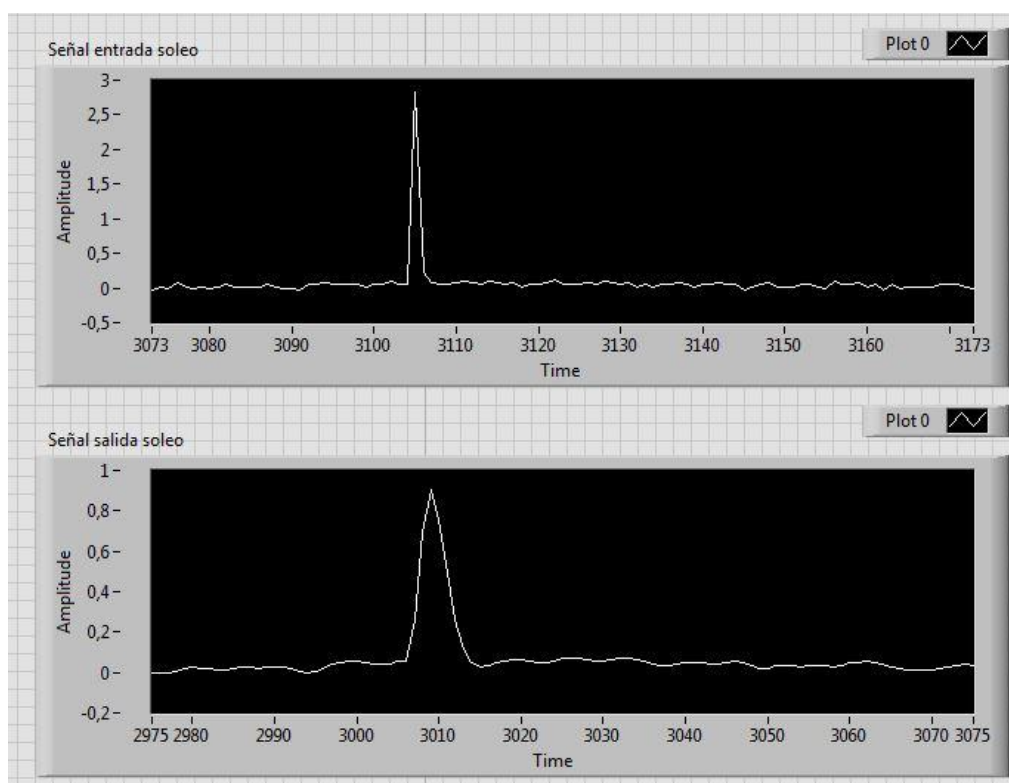


Figura 38. Señal del sóleo resultado de levantarse

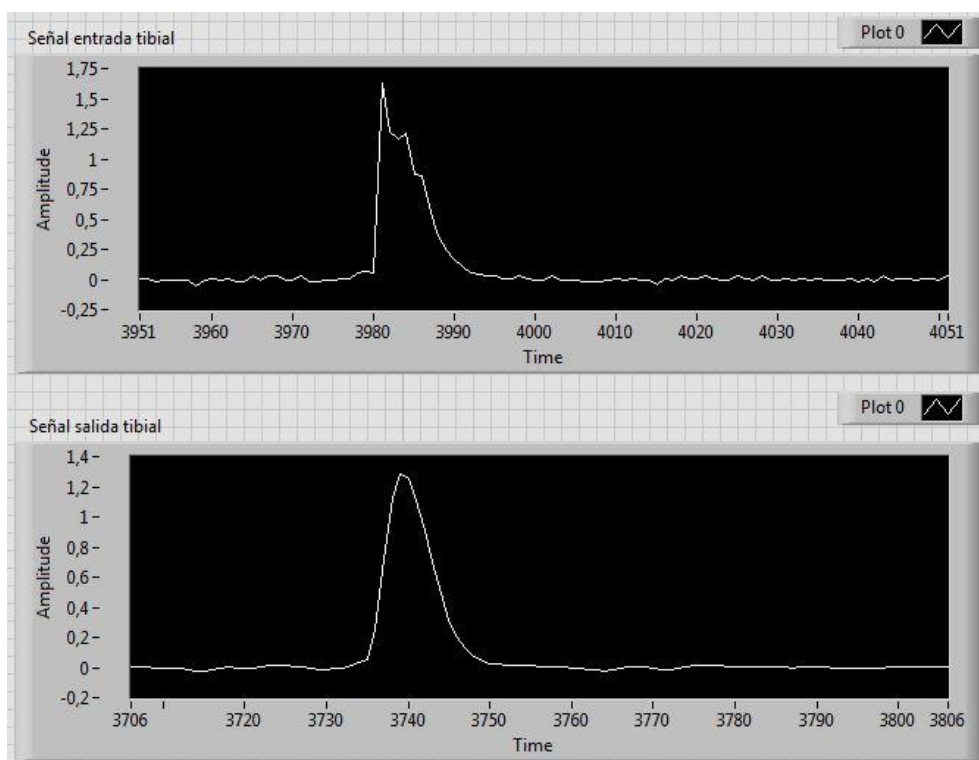
○ Sentarse

Figura 39. Señal del tibial anterior resultado de sentarse

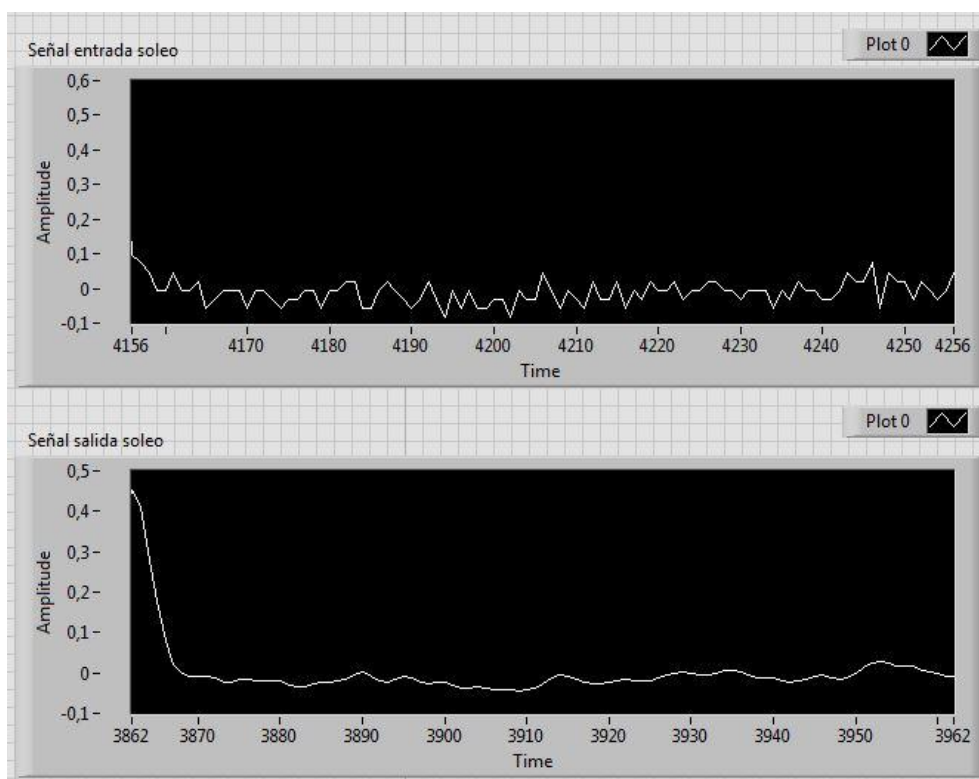


Figura 40. Señal del sóleo resultado de sentarse

9. Filtro adaptativo.

9.1. Introducción.

Según el artículo [8], existe una opción para mejorar la respuesta del filtrado Butterworth, implementado anteriormente, y que se diseñará, implementará y probará en este apartado, con el objetivo de conseguir la que, a día de hoy, es la manera óptima de acondicionar señales EMG.

Para el control proporcional de una prótesis, como el caso del proyecto ATLAS, una respuesta rápida es crucial para conseguir los objetivos mencionados anteriormente, por lo tanto, se va a implementar un filtro adaptativo como solución al compromiso de diseño del sistema de adquisición.

9.2. Desarrollo.

La idea básica que reside en el filtro adaptativo de señales EMG es variar la constante de tiempo del filtro en función de la tasa de cambio de la señal. Esta tasa de cambio está directamente relacionada con la tasa de cambio de la contracción muscular, y se determina a partir de la derivada de la señal ya suavizada, en este caso, por los filtros hardware.

Cuando la amplitud de la señal EMG cambia bruscamente durante una contracción rápida (lo que significa una amplitud de la derivada grande), la constante de tiempo es baja, lo que produce una rápida respuesta del sistema pero con mayor ruido.

Por el contrario, cuando la señal es estable, por movimientos lentos, precisos o mantenidos, la constante de tiempo del filtro es alta, lo que se traduce en una señal más suavizada (por tanto, precisa) pero más lenta.

La Figura 27 muestra el flujo de la señal EMG a través del filtro adaptativo.

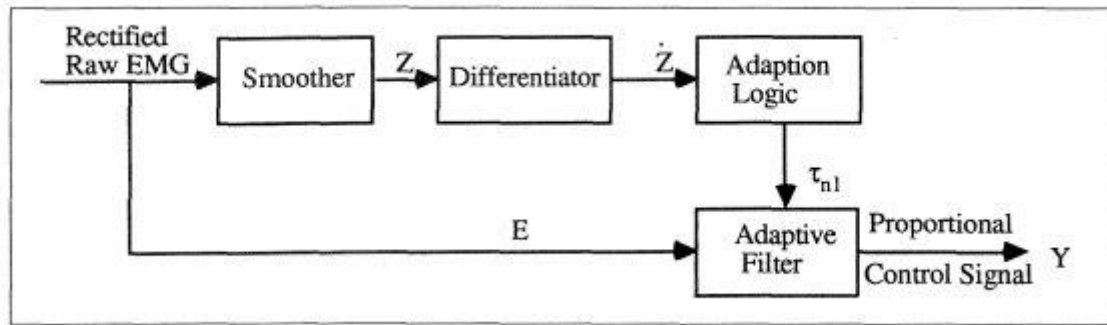


Figura 41. Flujo de señal EMG a través del filtro adaptativo

El filtro adaptativo consta de dos filtros colocados en paralelo. La derivada de la salida de un filtro, con una constante de tiempo τ_z , se utiliza para el control de la constante de tiempo del segundo filtro, τ_{n1} .

Se deben ajustar varios parámetros para el control de la respuesta del filtro, como la constante τ_z del filtro en paralelo, la máxima y la mínima constante de tiempo del filtro adaptativo, τ_1 y τ_s , respectivamente, y la ganancia a de la lógica adaptativa del filtro.

Las relaciones entre todos los parámetros del filtro, estudiadas y explicadas en [8], se muestran a continuación.

$$\tau_{n1} = \frac{\tau_1 - \tau_s}{a\dot{Z}^2 + 1} + \tau_s$$

$$E = \tau_{n1}\dot{Y} + Y$$

$$E = \tau_z\dot{Z} + Z$$

Donde las variables explicadas anteriormente son:

τ_{n1} : constante de tiempo adaptativa, en segundos.

τ_1 : constante de tiempo máxima del filtro adaptativo.

τ_s : constante de tiempo mínima del filtro adaptativo.

Z, \dot{Z} : señal EMG suavizada y su derivada, respectivamente.

E : señal EMG rectificada pero sin suavizar.

Y, \dot{Y} : señal de salida y su derivada, respectivamente.

a : ganancia de la lógica adaptativa.

τ_z : constante de tiempo del filtro en paralelo.

Siguiendo el razonamiento de [8], se puede despejar τ_{nl} de la segunda ecuación, quedando:

$$\tau_{nl} = \frac{E - Y}{\dot{Y}}$$

Y sustituyendo la E de la tercera ecuación en la anterior:

$$\tau_{nl} = \frac{\tau_z \dot{Z} + Z - Y}{\dot{Y}}$$

Ahora se trata de llevar el razonamiento anterior al lenguaje de *LabVIEW* y hacer los ajustes necesarios para obtener el resultado deseado. Para realizar los ajustes fueron necesarios cientos de ensayos de movimiento en un sujeto sano, que en este caso fue el autor de este trabajo, pero como la señal muscular no es una ciencia exacta extrapolable a otros sujetos, los ajustes definitivos se convendrán después de realizar un exhaustivo estudio de estimación de fuerza y umbral, que deberá ser realizado posteriormente a este trabajo, pero fuera de él, ya que para ello es necesario obtener una señal fiable y estable, lo cual implica haber realizado este proyecto y ampliado al resto de articulaciones.

En la siguiente figura se muestra un extracto de VI donde se puede ver el flujo de la señal en el filtro adaptativo descrito en [8].

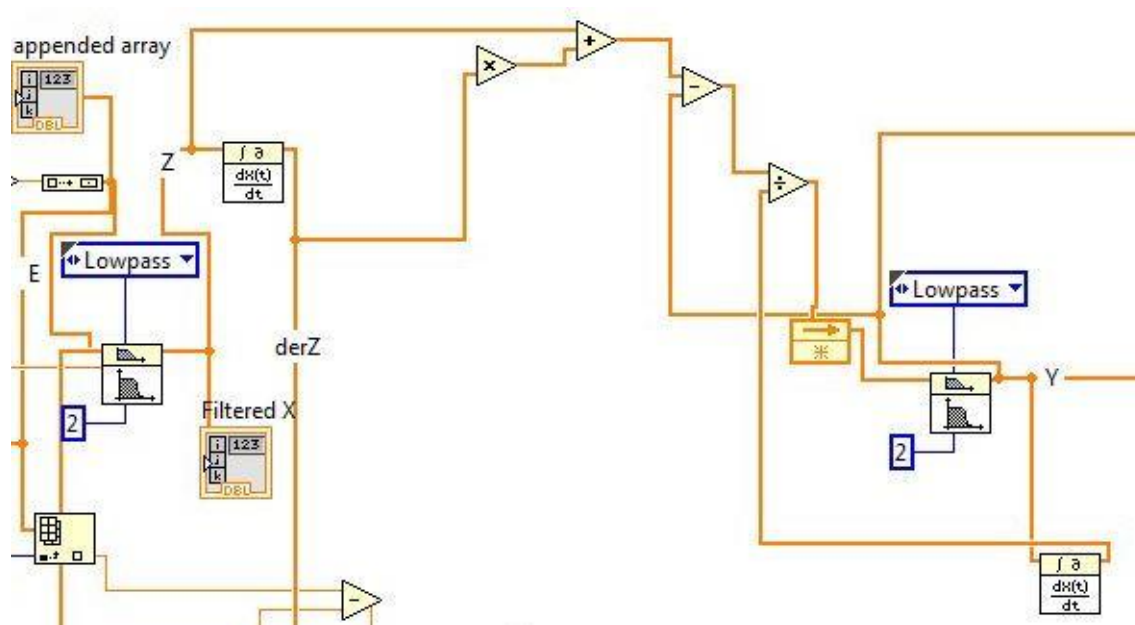


Figura 42. Lógica adaptativa del filtro adaptativo

9.3. Interpretación de los resultados.

Tras la adquisición de la señal vía hardware y su tratamiento vía software con el filtro adaptativo de [8], se pueden extraer conclusiones importantes respecto a la efectividad del filtro para el problema que concierne a esta aplicación.

En la figura 28 se puede observar una salida de señal filtrada correspondiente a una serie de activaciones cortas del tibial anterior. La señal en color azul es la señal sin filtrar, mientras que la señal en color verde es la del filtro adaptativo.

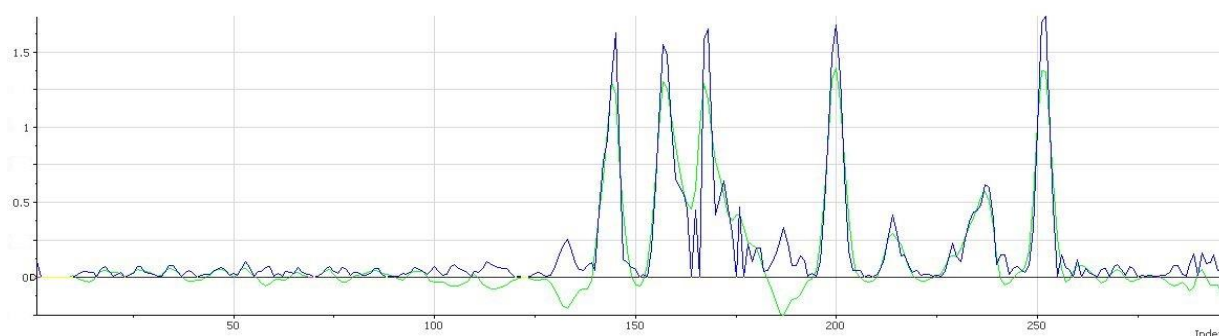


Figura 43. Señal del tibial anterior en activaciones cortas

Queda de manifiesto en la figura anterior que la velocidad de respuesta es alta, el seguimiento es prácticamente instantáneo, lo cual cumple con una de las premisas necesarias para el correcto funcionamiento del sistema de adquisición.

Como se explicó en el apartado anterior, al ser la tasa de cambio de la señal alta, la derivada corresponde a una pendiente alta, lo que hace que el sistema mantenga una constante de tiempo τ_{n1} baja, que implica mayor rapidez pero mayor ruido. Al ser al principio de la activación, es menos importante el hecho de que haya ruido, porque la premisa dominante en este caso es la velocidad.

Pero el filtro adaptativo necesita funcionar no sólo en activaciones cortas, de hecho, es muy importante que, en una activación más larga (por ejemplo, para correcciones estáticas de posición, entre otros casos), el seguimiento de la señal por parte del filtro sea lo más suave posible, dentro de que, además, admita cambios de la señal que indiquen un cambio en la activación.

Se debe recordar que, en una activación muscular, es posible que se produzca un cambio en la tasa de activación, es decir, una vez que se ha producido una activación lenta, se puede producir durante ésta una activación de mayor amplitud y menor tiempo. O el caso inverso. El filtro adaptativo suaviza la señal pero también responde a cambios bruscos dentro de la activación, como se ha explicado en apartados anteriores, debido a la pendiente de la derivada.

Por ello, se han realizado pruebas en activaciones lentas y cambios en la tasa de activación muscular dentro de una contracción del tibial anterior; un ejemplo de este tipo de ensayo y su seguimiento por parte del filtro adaptativo puede verse en la siguiente figura.

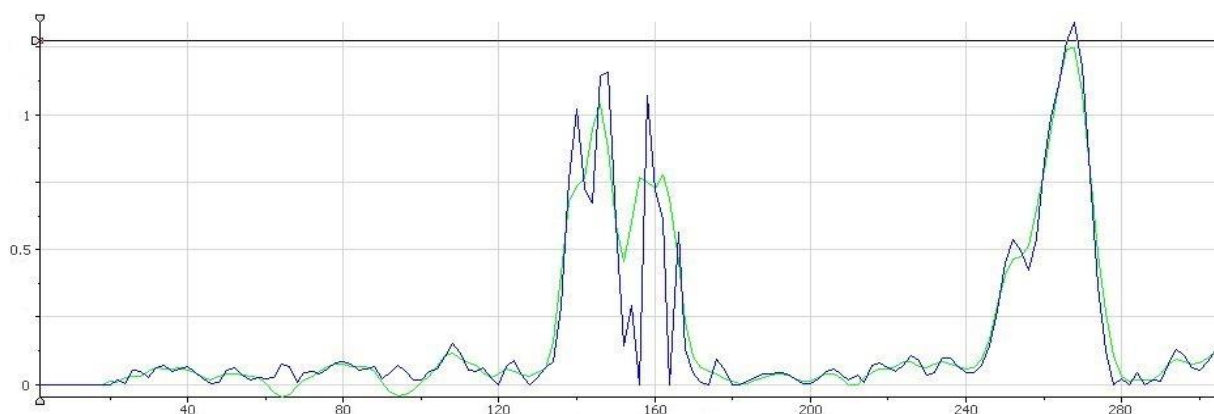


Figura 44. Señal del tibial anterior tras activaciones largas y fluctuantes

En la figura anterior, el color azul corresponde a la señal sin filtrar y el color verde corresponde a la señal tras pasar por el filtro adaptativo, y en ella se puede ver que el seguimiento en pulsaciones largas es muy fidedigno; mantiene la activación pese a las fluctuaciones propias de la señal muscular, siendo esta respuesta rápida. En la segunda activación se puede observar el fenómeno explicado en la página anterior: un cambio del nivel de activación del musculo durante una contracción. Cuando la baja el cambio en la activación, la pendiente se hace menor y la constante de tiempo τ_{n1} en ese momento es alta, por tanto, se suaviza, pero cuando la pendiente vuelve a aumentar, la constante de tiempo vuelve a bajar aumentando la velocidad del filtro.

9.4. Ensayos con filtro adaptativo.

Una vez comprobado que el filtro funciona correctamente, con señales reales, se han realizado ensayos para mostrar los resultados obtenidos. Se muestran tres ejemplos a continuación, correspondientes a activaciones del tibial anterior y el sóleo. Las activaciones no son simultáneas en el tiempo, ya que, como se explicó en el apartado de los fundamentos de la contracción muscular, por ser estos dos músculos antagonistas; esto se puede apreciar en las gráficas.

Las figuras muestran cómo el ingeniero ve los resultados en el panel frontal de *LabVIEW*, y en este panel es posible realizar los ajustes necesarios para la correcta obtención y visualización de los resultados.

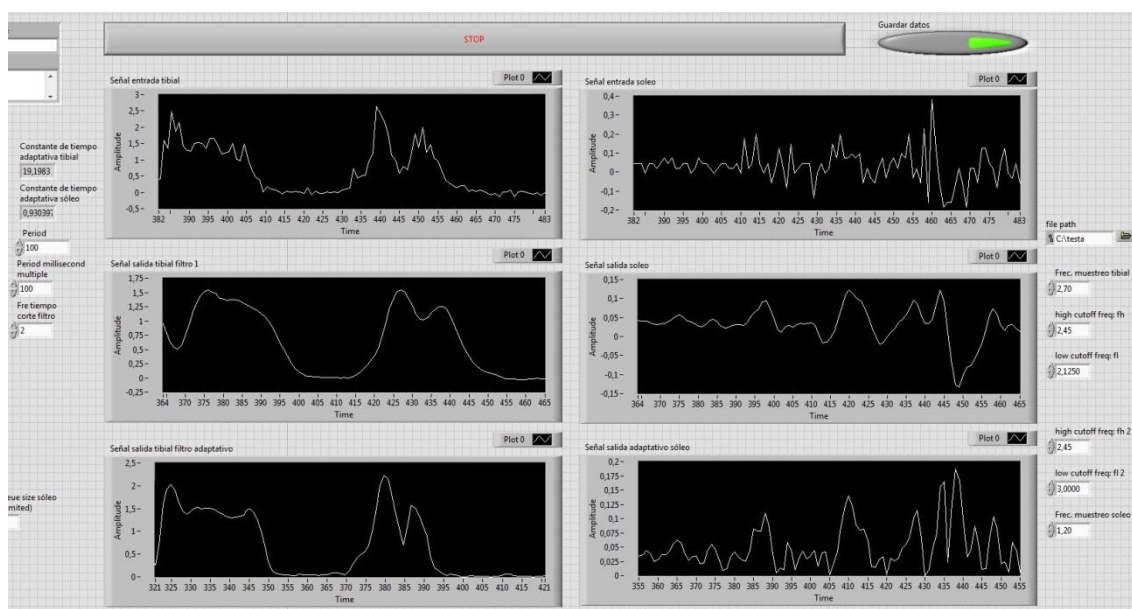


Figura 45. Panel frontal con resultados de filtro adaptativo I

En la gráfica se muestra el panel frontal, donde las tres pantallas de la izquierda corresponden a las señales del tibial anterior; la de más arriba es la señal sin filtrar, la segunda es la salida del primer filtro y la de más abajo corresponde a la señal de salida del filtro adaptativo. El mismo mecanismo se sigue en las tres pantallas de la derecha, pero en este caso corresponde a la señal del sóleo.

A la derecha de las pantallas se muestran las frecuencias de corte inferior y superior de ambos filtros adaptativos (arriba el tibial anterior y abajo el sóleo). Se muestran en controles de *LabVIEW*, porque de esta manera se han ajustado para obtener los resultados óptimos.

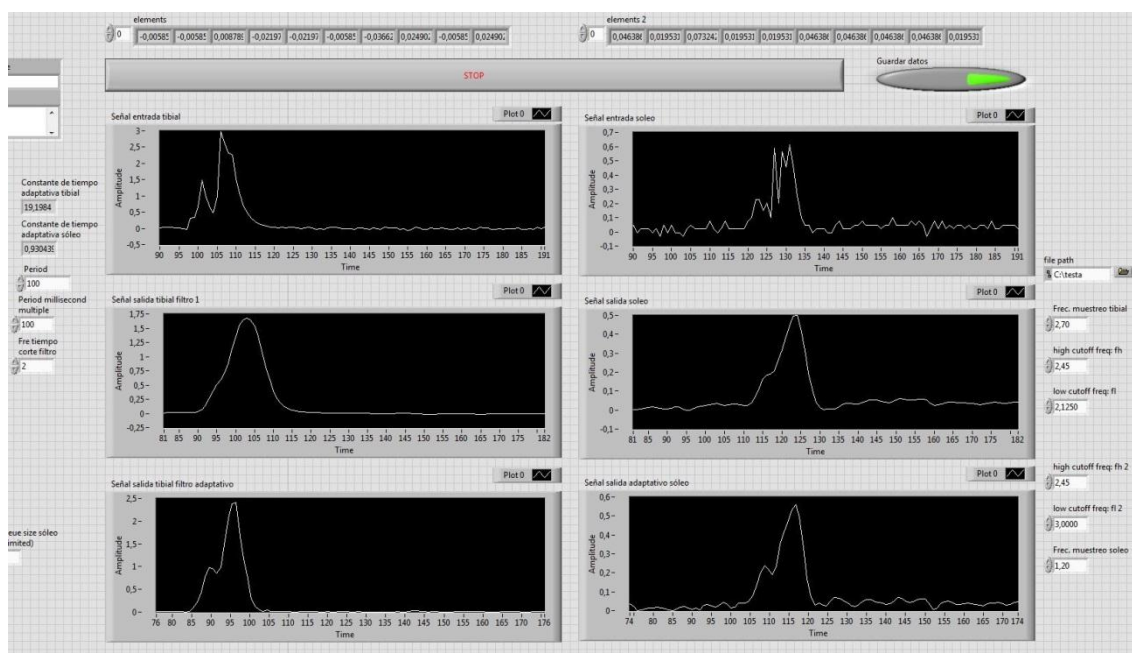


Figura 46. Panel frontal con resultados de filtro adaptativo II

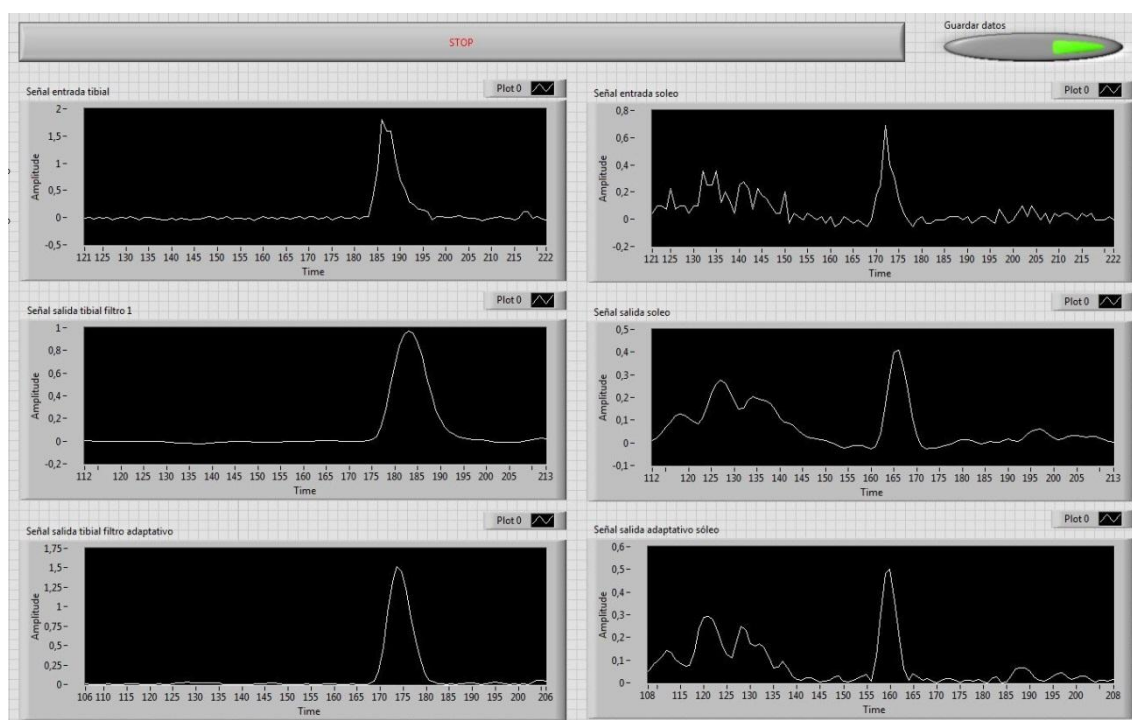


Figura 47. Panel frontal con resultados de filtro adaptativo III

En las gráficas de la página anterior se puede ver perfectamente el efecto del filtro adaptativo en el sistema de recogida de la señal. El tiempo y el suavizado entre las gráficas de arriba y las de abajo (estas últimas correspondientes a la salida adaptativa). Existe un compromiso entre rapidez y calidad del suavizado, además, el sistema atiende a cambios significativos de la señal, los cuales significan que hay cambio en la activación, no sólo ruido. Los cambios en la activación no tienen por qué ser relativamente grandes, de hecho sólo lo son en ciertas ocasiones; el resto de correcciones en la activación son relativamente suaves.

Correcciones de este tipo en la señal pueden ser observadas en la primera parte de la señal del tibial anterior en la primera figura de este apartado, o en la primera parte de la señal del sóleo en la última gráfica de este apartado.

Cambios significativamente grandes, debido a activaciones importantes dentro de una activación menor (y viceversa) se pueden ver en la segunda gráfica de este apartado.

10. Comparación de los resultados en filtrado Butterworth y filtrado adaptativo.

Una vez realizados ajustes, pruebas y ensayos en ambos tipos de filtrado de la señal EMG (según [8], los dos más efectivos) se está en disposición de comparar los resultados en ambos casos, con el fin de escoger la opción que más se ajuste a las necesidades del proyecto ATLAS. Con el filtro que mejor funcione se acondicionarán las señales del resto de articulaciones del exoesqueleto (fuera de este proyecto).

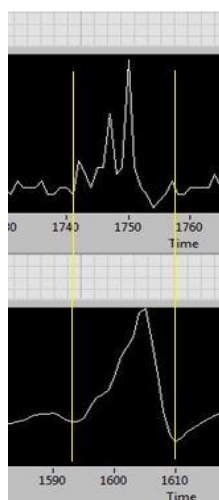


Figura 48. Filtrado Butterworth

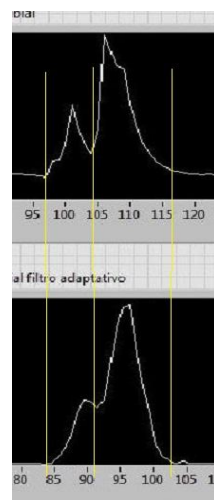


Figura 49. Filtrado adaptativo

Como se puede observar en las fotos anteriores, el filtrado Butterworth necesita un compromiso entre rapidez y suavizado. En caso de reducir el ruido de la señal, se produce un retraso que puede ser significativo para el correcto funcionamiento del sistema. Lo contrario sucede en caso de querer aumentar la velocidad de filtrado.

En el caso del filtro adaptativo, se puede ver cómo, con los ajustes correctos, se puede conseguir el compromiso buscado de rapidez y calidad de la señal filtrada, sin tener que comprometer ninguna de las dos características, debido a su naturaleza.

Por lo tanto, a la vista de los ensayos y de los resultados, ambos filtros cumplen con el cometido para los que han sido implementados. Sin embargo, debido a los importantes requerimientos del proyecto ATLAS, mientras el filtrado Butterworth no asegura el correcto funcionamiento del sistema, por retrasos o a interferencias de ruido (según cómo se configure), sí lo hace el tipo de filtrado adaptativo diseñado e implementado para este cometido. El filtro adaptativo tiene un compromiso que redundará en un funcionamiento óptimo del sistema, rápido y fiable.

Por estos motivos, y después de haber diseñado, implementado y probado los dos filtros, el que finalmente será instalado en el sistema es el filtro adaptativo, siendo integrado en los múltiples VI's que formarán el software final del exoesqueleto ATLAS.

11. Continuación del proyecto ATLAS y líneas futuras.

De aquí en adelante, y fuera de este Proyecto de Fin de Carrera, se habrá de realizar la tarea de instrumentación, con los correspondientes diseños, pruebas, ensayos e implementaciones definitivas para las articulaciones de rodilla y cadera, completando así todas las articulaciones de miembro inferior de las que dispone un ser humano, y que son necesarias en el exoesqueleto para completar la tarea de movimiento asignada al proyecto ATLAS de forma eficiente.

Por recomendación de personal cualificado en el campo del movimiento humano, se está estudiando la posibilidad de añadir al prototipo una nueva articulación que permita la basculación lateral de todo el sistema, que posibilite el movimiento de la cadera en los cuatro semiejes del plano horizontal, ya que puede haber ciertos movimientos que se puedan perfeccionar con la contribución de esta nueva articulación.

Adicionalmente, se seguirá la misma metodología orientada de distinta forma para introducir un sistema de medida de posición angular de las articulaciones, mediante los goniómetros nombrados en el apartado 3, para que el sistema reconozca en todo momento la posición de las articulaciones.

Se hará una estimación de fuerza y una determinación del umbral de activación de los músculos, basándose en los últimos estudios antropológicos.

Se implementarán todo el software anteriormente citado en distintos VI's que, cuando se pongan en funcionamiento todos juntos, produzcan los movimientos y control deseados en el exoesqueleto ATLAS.

12. Conclusiones.

El objetivo de este proyecto ha sido diseñar e implementar las etapas necesarias, partiendo de una señal cruda, para adecuarla a la interfaz de un exoesqueleto robótico y que éste pueda ser rápido, versátil y fiable.

Rápido para que pueda dar una respuesta en consonancia a las respuestas musculares de individuos sanos, evitando que se produzcan desestabilizaciones por la falta de rapidez que produciría un fallo en la comunicación y actuación entre el software y los actuadores.

Versátil para que pueda ser utilizado en distintas situaciones, ya que, hasta ahora, muchos exoesqueletos han sido “de laboratorio”. Lo que se busca en ATLAS es un dispositivo que pueda superar obstáculos físicos que se encuentran a diario en la ciudad o incluso en las propias casas, como escaleras, rampas y suelos no homogéneos.

Fiable porque un dispositivo robótico del tipo del exoesqueleto ATLAS necesita ser robusto en cuanto a su funcionamiento. Dada la naturaleza de los potenciales usuarios es de vital importancia que no se produzcan errores de lectura o de ejecución en ningún momento durante su uso, porque podrían producirse situaciones de peligro para el usuario, ya que va dirigido a personas con algún tipo de discapacidad que les impide el movimiento de los miembros inferiores.

Durante el desarrollo del proyecto se ha pasado por multitud de fases, ensayos erróneos por concepto o por el hecho de que la práctica no suele acompañar al cien por cien a la teoría, siendo ese porcentaje contundentemente inferior cuando la teoría se aplica en facetas biológicas, en concreto del ser humano, que intrínsecamente es un campo muy dado a las estadísticas pero ciertamente poco fiable a la hora de crear modelos matemáticos universales.

Por estas razones, aún está por nacer el controlador universal para exoesqueletos robóticos, y es por esto que en este proyecto se han utilizado valores que funcionan en uno o varios casos concretos, siendo necesarios ajustes según la naturaleza de cada individuo, pero el camino se va allanando día a día gracias a grandes proyectos científicos, augurando una temprana –o no muy tardía- esperanza para aquellos que, por unas causas o por otras, están privados de algunas de sus funciones biológicas básicas.

13. Bibliografía.

- 1- Historia de la robótica: de Arquitas de Tarento al robot Da Vinci. **Sánchez-Martín F.M., Jiménez Schlegl P.*, Millán Rodríguez F., Salvador-Bayarri J., Monllau Font V., Palou Redorta J., Villavicencio Mavrich H.**
- 2- ABC of EMG signals. **Peter Konrad.**
- 3- LabVIEW Core 1 y 2. Manuales de curso.
- 4- Extraction of the Envelope from Surface EMG Signals. **T. D'Alessio, S. Conforto.**
- 5- Biomechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoeskeleton (BLEEX). **Adam B. Zoss, H. Kazerooni, Member, IEEE, Andrew Chu.**
- 6- The role of the sEMG signal processing in the field of the Human Movement Analysis. **S.Conforto.**
- 7- Comparison of signal-to-noise ratio of myoelectric filters for prosthesis control. **Stanfors G Meek, PhD, Steven J. Fetherston.**
- 8- Choosing EMG parameters: comparison of different onset determination algorithms and EMG integrals in a joint stability study. **Gaspar Morey-Klapsing, Gert Peter Brüggemann.**
- 9- Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. **M.B.I. Reaz, M.S. Hussain, F. Mohd-Yasin.**
- 10- <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%203%20-%20adquisicin%20y%20acondicionamiento%20de%20seales.pdf>
- 11- Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **A.M. Dollar, H. Herr.**
- 12- Manual de neurofisiología clínica. **Jorge Iriarte Franco, Julio Artieda González-Granda.**
- 13- Fisiología del ejercicio. **López Chicharro, Fernández Vaquero.**
- 14- Neurophysiological basis of movement. **Mark Latash.**
- 15- A lower-limb exoskeleton for gait assistance in quadriplegia. **Daniel Sanz-Merodio, Manuel Cestari, Juan Carlos Arevalo, Elena García.**

14. Anexos.

14.1. Hoja de características del sensor EMG SX230.

Biometrics Ltd

TECHNICAL SPECIFICATION EMG SENSOR

TYPE NO. SX230

Including instructions on connecting the
sensor to instrumentation not supplied by
Biometrics Ltd.

(To be used in conjunction with
EMG Sensor Operating Manual
RM82104)

Biometrics Ltd

Cwmfelinfach, Gwent
NP11 7HZ
UK

Tel: +44 1495 200800

Fax: +44 1495 200806

E-mail: sales@biometricsltd.com

Website: <http://www.biometricsltd.com>

PO Box 340

Ladysmith

VA 22501

USA

Tel: 804 448 2520

Fax: 804 448 0021

North American toll free: 800 543 6698

WARNINGS

1. In general when connecting this sensor to any instrument the user must ensure that all appropriate electrical safety regulations are complied with.
2. In a medical application the user must ensure that all appropriate medical regulations are complied with. Any resulting system must conform to IEC601-1-1:1992 (Collateral Standard: Safety Requirements For Medical Electrical Systems).
3. No more than 5.00 Vdc must be applied to the SX230 or damage will result.
4. The SX230 contains ELECTROSTATIC SENSITIVE DEVICES. The correct electrical engineering handling precautions should be observed or damage to the device may result.
5. Biometrics Ltd accepts no liability, or consequential liabilities for the loss, or effects of loss or corruption of data caused when using this instrument.

SPECIFICATION

EMG SENSOR PART NO. SX230

supply voltage	+ 4.50 to +5.0 Vdc single sided
gain	2 models available 1000 or 100 (refer to label on sensor) output
current	single sided
mA nominal accuracy	10
2 % full scale	+/-
low pass filter	450 Hz (custom value upon request)
high pass filter	20 Hz
noise	< 5 μ V Input Impedance > 10 ¹⁵ ohms
CMRR @ 60 Hz (dB)	> 96 dB (typically 110 dB)
electrodes	integral dry reusable material
stainless steel cable	highly flexible grade PVC,
cable length	1.25 m (custom lengths on request)
plug	Lemo type no. FGG0B304CLAD35
or	ODU type no. S10LOC-T04MFDO-3200
connection schematic)	4 way (see below for mass
12 g (excluding cable & connector)	electrostatic discharge circuit protected.

ENVIRONMENT

Unit not to be subject to autoclave

sterilising techniques Operating

temperature range +10

°C to +40°C Storage temperature range -

40 °C to +70°C Operating humidity range

30%

to 75% Storage humidity range 10%

to 100%

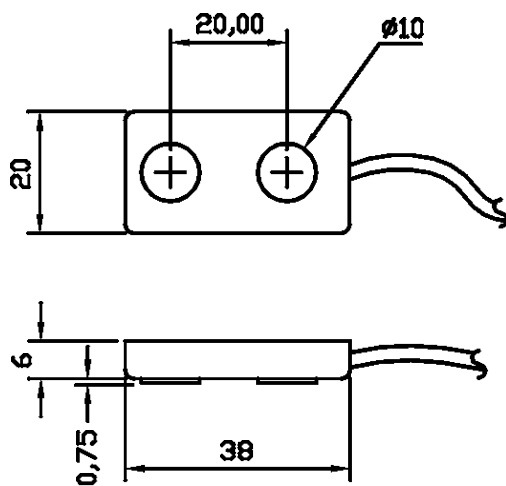
Atmospheric pressure range operation 500 hPa

to 1060 hPa

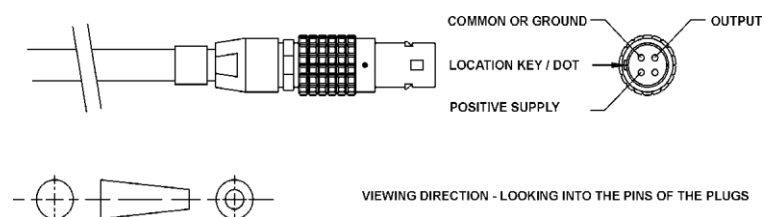
storage 700 hPa

to 1060 hPa

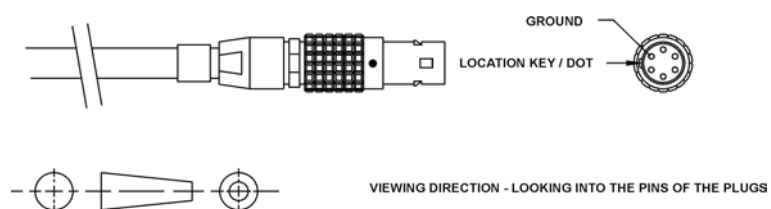
SCHEMATIC SX230



CONNECTION DETAILS Active Probe SX230



CONNECTION DETAILS Ground Reference R206



14.2. Hoja de características del módulo controlador CompactRIO 9022.



Ventas
España
91 640 0085
ni.spain@ni.com

NI cRIO-9022

Controlador en Tiempo Real con 256 MB DRAM, 2 GB de Almacenamiento

- Controlador embebido que ejecuta LabVIEW Real-Time para control, análisis y registro de datos determinísticos
- Procesador de 533 MHz, almacenamiento no volátil de 2 GB, memoria DDR2 de 256 MB
- Puertos Dual Ethernet con servidores de Web y de archivos embebidos para interfaces de usuario remotas
- Puerto USB de alta velocidad para conexión a USB flash y dispositivos de memoria
- Puerto serial RS232 para conexión a periféricos; entradas dobles de suministro de 9 a 35 VDC
- Rango de temperatura de operación de -20 a 55 °C



Información General

El controlador embebido en tiempo real NI cRIO-9022 es parte de la plataforma del controlador de automatización programable (PAC) de alto rendimiento CompactRIO. Presenta un procesador industrial en tiempo real Freescale MPC8347 de 533 MHz para aplicaciones en tiempo real deterministas y fiables, y contiene 256 MB de RAM DDR2 y 2 GB de almacenamiento no volátil para conservar programas y datos de registros.

Este robusto y fiable controlador está diseñado para bajo consumo de potencia con entradas de doble suministro de 9 a 35 VDC que proporcionan potencia al chasis/módulos CompactRIO y un rango de temperatura de operación de -20 a 55 °C. El cRIO-9022 acepta entradas de suministro de potencia en encendido de 9 a 35 VDC y entradas de suministro de potencia en operación de 6 a 35 VDC, así puede funcionar por largos periodos de tiempo en aplicaciones remotas usando una batería o alimentación solar.

El controlador proporciona dos puertos Ethernet - 10/100 and 10/100/1000 - que usted puede utilizar para establecer comunicación programática sobre la red y servidores de Web (HTTP) y archivos (FTP) integrados. Los puertos también son compatibles con los chasis de expansión NI 9144 de la Serie C, así usted puede obtener más E/S deterministas para su aplicación.

Para crear capacidad de almacenamiento adicional para sus aplicaciones de registro embebidas, el cRIO-9022 tiene un puerto Hi-Speed USB al que usted puede conectar medios de almacenamiento externos basados en USB (controladores flash y discos duros). Además, el controlador presenta un sistema de archivo a prueba de fallos que proporciona fiabilidad incrementada para aplicaciones de registro de datos.

Especificaciones

Documentos con Especificaciones

- Especificaciones
- Hoja de Especificaciones

Resumen de Especificaciones

General	
Producto	cRIO-9022
Tipo de Producto	Controller (Computing Device)

Formato Físico	CompactRIO
Número de Parte	780718-01
Sistema Operativo/Objetivo	Real-Time
Soporte para LabVIEW RT	Sí
Compatibilidad CE	Sí
Controlador	
Tipo de Controlador	Alto Rendimiento
Núcleos del Procesador	PowerPC de 533 MHz
Frecuencia del Reloj del CPU	533 MHz
Memoria del Sistema	256 MB
Producto de Legado	No
Ethernet (# of ports)	2
Puertos Seriales (RS232)	1
Puertos USB	Sí
Chasis	
Número de Ranuras	0
Controlador Integrado	No
Rango de Entrada de Voltaje	9 V , 35 V
Fuente de Alimentación Recomendada Potencia	55
Fuente de Alimentación Recomendada Voltaje	24
Consumo de Potencia	35
Especificaciones Físicas	
Longitud	77.3 mm
Ancho	90.2 mm
Altura	88.1 mm
Peso	609 gram
Temperatura de Operación	-20 °C
Temperatura de Operación	55 °C
Máxima Altitud	2000 m

Precios



Oferta especial: ¡Compre online con su tarjeta de crédito y reciba el envío gratis!

¡NUEVO! National Instruments ahora acepta compras con tarjeta de crédito. Pague online con una tarjeta de crédito y reciba el envío estándar GRATIS. Todos los descuentos están sujetos a la verificación y aprobación final por National Instruments.

Número de Parte	Descripción	Envío estimado	Euro*	Cant.
780718-01	cRIO-9022, Real-Time PowerPC Controller for cRIO, 533 MHz	1 - 2	€ 3,049.00	0
781093-01	NI PS-15 Power Supply, 24 VDC, 5 A, 100-120/200-240 VAC Input	2 - 5	€ 209.00	0
196938-01	NI 9978 4-pos screw terminal power supply plugs (quantity 5)	5 - 10	€ 19.00	0
196939-01	NI 9979 Strain relief kit for 4-pos power connector	5 - 10	€ 19.00	0
780716-01	Panel Mounting kit for cRIO-9022 Controller W/O Chassis	12 - 20	€ 89.00	0
780679-01	DIN-Rail Mounting kit for cRIO-9022 Controller W/O Chassis	5 - 10	€ 89.00	0
781848-01	6" Industrial TPC w/ WES7 and LabVIEW TPM Deployment License	5 - 10	€ 1,449.00	0
781849-01	12" Industrial TPC w/ WES7 and LabVIEW TPM Deployment License	5 - 10	€ 2,299.00	0

* Usted ha seleccionado España como el país donde usará los productos. Los precios pueden haber cambiado desde la última vez que imprimió este documento en 08/02/2013. Por favor visite ni.com para ver los precios actuales.

Hacer un Pedido u Obtener una Cotización

Ordenar en Línea o por Fax

1. Vaya a ni.com/products/esa/ y seleccione "Haga su Pedido por Número de Parte" que se encuentra en la sección "Centro de Negocios".
2. Una vez que ha agregado sus artículos a su carro, vea la sección "Opciones de Su Carro" para hacer su pedido, obtener una cotización o imprimir una forma de fax.

Hacer Pedido por Teléfono

Lláme al 91 640 0085 para hacer su pedido u obtener una cotización.

Recursos

Información Adicional de Productos

- Manuales (5)
- Dibujos Dimensionales (3)
- Certificaciones de Productos

Información Relacionada

- Configure Su Sistema CompactRIO
- CompactRIO

14.3. Hoja de características del módulo de alimentación de la cRIO.

Industrial Power Supplies

NI PS-15, NI PS-16, NI PS-17 **NEW!**

- 24 VDC power supplies for CompactRIO, NI CompactDAQ, Compact FieldPoint, NI Single-Board RIO, NI Smart Cameras, and NI touch panel computers
- Full output power between -25 and +60 °C
- 115/230 V autoselect input
- Efficiencies up to more than 90 percent
- Low input rush current
- 20 or 50 percent power reserves for dynamic loads
- Toolless spring-clamp terminals for easy field connectivity
- DIN-rail mounting included and panel/side mount accessories available
- -25 to 70 °C operating temperature range



Product	Output Voltage (V)	Output Current (A)	Output Power (W)	Input Voltage	Temperature Range (°C)	Size WxHxD (mm)	Weight (g)	Part Number
PS-15	24 to 28	5	120	90 to 132/ 180 to 264 VAC	-25 to +70	32 by 124 by 117	500	781093-01
PS-16	24 to 28	10	240	90 to 132/ 180 to 264 VAC	-25 to +70	60 by 124 by 117	700	781094-01
PS-17	24 to 28	20	480	95 to 276 VAC/ 98 to 375 VDC	-25 to +70	82 by 124 by 127	1200	781095-01

Table 1. NI Power Supply Selection Guide

Overview and Applications

The NI PS-15, PS-16, and PS-17 industrial power supplies feature long expected life, generous power reserves, and compact size. The 24 V supplies are ideal for powering any NI CompactRIO, NI Compact FieldPoint, NI Single-Board RIO, NI Smart Camera, NI touch panel, or NI CompactDAQ system, as well as heavy accessory loads such as DC motor drives. The DIN-rail system and spring clamp terminals do not require tools and make installation fast and easy. Wide range and autoselect input voltages help you avoid user errors. The wide operating temperature range and extraordinary EMI immunity enables trouble-free operation even under harsh conditions.

Depending on the device, NI industrial power supplies guarantee power reserves of 20 to 50 percent. For the PS-15 and PS-16, you can use this extra current continuously for ambient temperatures under 45 °C. With these power reserves, you may not need to oversize for dynamic loads, but you can simply choose a unit that meets the operating requirements. In some cases, you can select a smaller unit to save money and space.

Mounting Options

The PS-15/16/17 power supplies include clips for DIN-rail mounting. National Instruments provides optional accessories for wall, panel, and side mounting to minimize install depth. You can couple the included DIN-rail mounting bracket with the side mount kit for a low-profile DIN-rail installation.

Part Number	Product	Installed Width (mm)	Installed Height (mm)	Installed Depth (mm)	Bracket Weight (g)
199432-01	Panel mount kit for PS-15/16/17	Equal to PS width	143	PS depth + 7	50
199429-01	Side mount kit for PS-15	118	145	28 (panel)/ 44 (DIN)	140
199430-01	Side mount kit for PS-16	118	145	66 (panel)/ 72 (DIN)	180
199431-01	Side mount kit for PS-17	138	145	88 (panel)/ 94 (DIN)	205

Table 2. NI Power Supply Mounting Accessories (See the NI PS-15/16/17 User Guide manual at ni.com/manuals for more information.)

Industrial Power Supplies

Specifications

Specifications subject to change without notice. For complete specifications, see the *NI PS-15/16/17 User Guide* manual at ni.com/manuals.

Dimensions and Weight

WxHxD (mm)	
PS-15.....	32 by 124 by 117
PS-16.....	60 by 124 by 117
PS-17.....	82 by 124 by 127

Weight	
PS-15.....	500 g (1.1 lb)
PS-16.....	700 g (1.54 lb)
PS-17.....	1200 g (2.65 lb)

Input Characteristics

Input Voltage Range	
PS-15/16 voltage.....	90 to 132 V _{AC} /180 to 264 V _{AC}
PS-17 voltage.....	85 to 276 V _{AC} /88 to 375 V _{DC}
PS-15/16/17 input frequency.....	50 to 60 Hz ±6%
Power Factor	
PS-15.....	0.56 @120 V _{AC} , 24 V, 5 A
PS-16.....	0.59 @120 V _{AC} , 24 V, 10 A
PS-17.....	0.95 @120 V _{AC} , 24 V, 20 A

Output Characteristics

Output Voltage Range	
PS-15/16/17.....	24 to 28 V _{DC}
Output Power (-25 to +60 °C)	
PS-15.....	120 W
PS-16.....	240 W
PS-17.....	480 W
Output Current (-25 to +60 °C)	
PS-15.....	5 A @24 V/ 4.3 A @28 V
PS-16.....	10 A @24 V/ 8.6 A @28 V
PS-17.....	20 A @24 V/ 17 A @28 V
Ripple and Noise Voltage	
PS-15/16.....	50 mV _{pp}
PS-17.....	100 mV _{pp}
Output Capacitance	
PS-15.....	1800 µF
PS-16.....	7000 µF
PS-17.....	8500 µF
Efficiency	
PS-15.....	89.4% @120 V _{AC} , 24 V, 5 A
PS-16.....	91.0% @120 V _{AC} , 24 V, 10 A
PS-17.....	92.4% @120 V _{AC} , 24 V, 20 A

Environmental

Operational Temperature	
PS-15/16/17.....	-25 to +70 °C (reduce output power above 60 °C)
Output Derating	
PS-15.....	3 W/°C (60 to 70 °C)
PS-16.....	6 W/°C (60 to 70 °C)
PS-17.....	12 W/°C (60 to 70 °C)
Note: To meet this operating temperature range, follow the guidelines in the user guide for your industrial power supply.	
Storage Temperature	
PS-15/16/17.....	-40 to +85 °C
Ingress Protection (EN/IEC 60529)	
PS-15/16/17.....	IP 20
Operating Humidity (IEC 60068-2-30)	
PS-15/16/17.....	5 to 95% RH, noncondensing
Maximum Altitude.....	6000 m (reduce output power or ambient temp above 2000 m)
Altitude Output Derating (above 2000 m)	
PS-15.....	7.5 W or 5 °C per 1000 m
PS-16.....	15 W or 5 °C per 1000 m
PS-17.....	30 W or 5 °C per 1000 m
Pollution Degree (EN 50178).....	2, not conductive

Shock and Vibration

Operating Vibration, Sinusoidal (IEC 60068-2-6)	
PS-15/16/17.....	2 to 17.8 Hz: ±1.6 mm; 17.8 to 500 Hz: 2 g, 2 hours/axis
Operating Shock (IEC 60068-2-27)	
PS-15/16/17.....	30 g, 6 ms, 20 g, 11 ms, 3 bumps/direction, 18 bumps total
Operating Vibration, Random (60060-2-64)	
PS-17.....	0.5 m/s ² ; 2 hours/axis

Ordering Information

NI PS-15.....	781093-01
NI PS-16.....	781094-01
NI PS-17.....	781095-01

Accessories

Panel mount kit for NI PS-15/16/17.....	199432-01
---	-----------

BUY NOW

For complete product specifications, pricing, and accessory information, call 800 813 3693 (U.S.) or go to ni.com/compactrio.

BUY ONLINE at ni.com or CALL 800 813 3693 (U.S.)

Industrial Power Supplies

Safety

These products are designed to meet the requirements of the following standards of safety for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

SELV IEC/EN 60950-1

PELV EN 60204-1, EN 50178, IEC 60364-4-41

Note: For UL and other safety certifications, refer to the product label or visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Electromagnetic Compatibility

This product meets the requirements of the following EMC standards for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- EN 61000-6-2, EN 61000-6-1
- EN 61000-4-2, EN 61000-4-3, EN 61000-4-4, EN 61000-4-5, EN 61000-4-6, EN 61000-4-11
- VDE 0160
- EN 55011 Emissions; Group 1, Class A
- CE, C-Tick, ICES, and FCC Part 15 Emissions; Class A

Note: For EMC compliance, operate this product according to the documentation.

CE Compliance

This product meets the essential requirements of applicable European Directives as follows:

- 2006/95/EC, Low-Voltage Directive (safety)
- 2004/108/EC, Electromagnetic Compatibility Directive (EMC)

Approvals



LISTED as Industrial Control Equipment (UL 508)



RECOGNIZED as Information Technology Equipment (UL 60950-1)



GL (Germanischer Lloyd) classified for marine and offshore applications. Environmental category: C, EMC2

Online Product Certification

Refer to the product Declaration of Conformity (DoC) for additional regulatory compliance information. To obtain product certifications and the DoC for this product, visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Environmental Management

National Instruments is committed to designing and manufacturing products in an environmentally responsible manner. NI recognizes that eliminating certain hazardous substances from our products is beneficial not only to the environment but also to NI customers.

For additional environmental information, refer to the NI and the Environment Web page at ni.com/environment. This page contains the environmental regulations and directives with which NI complies, as well as other environmental information not included in this document.

Waste Electrical and Electronic Equipment (WEEE)

EU Customers: At the end of their life cycle, all products must be sent to a WEEE recycling center. For more information about WEEE recycling centers and National Instruments WEEE initiatives, visit ni.com/environment/weee.htm.

BUY ONLINE at ni.com or CALL 800 813 3693 (U.S.)

NI Services and Support



NI has the services and support to meet your needs around the globe and through the application lifecycle—from planning and development through deployment and ongoing maintenance. We offer services and service levels to meet customer requirements in research, design, validation, and manufacturing. Visit ni.com/services.

Training and Certification

NI training is the fastest, most certain route to productivity with our products. NI training can shorten your learning curve, save development time, and reduce maintenance costs over the application life cycle. We schedule instructor-led courses in cities worldwide, or we can hold a course at your facility. We also offer a professional certification program that identifies individuals who have high levels of skill and knowledge on using NI products. Visit ni.com/training.

Professional Services

Our NI Professional Services team is composed of NI applications and systems engineers and a worldwide National Instruments Alliance Partner program of more than 600 independent consultants and integrators. Services range from



start-up assistance to turnkey system integration. Visit ni.com/alliance.

OEM Support

We offer design-in consulting and product integration assistance if you want to use our products for OEM applications. For information about special pricing and services for OEM customers, visit ni.com/oem.



ni.com • 800 813 3693

National Instruments • info@ni.com

©2009 National Instruments. All rights reserved. CompactRIO, FieldPoint, National Instruments, National Instruments Alliance Partner, NI, ni.com, and NI CompactDAQ are trademarks of National Instruments. Other product and company names listed are trademarks or trade names of their respective companies. A National Instruments Alliance Partner is a business entity independent from National Instruments and has no agency, partnership, or joint-venture relationship with National Instruments. 2009-1129-161-101-0

Local Sales and Technical Support

In offices worldwide, our staff is local to the country, giving you access to engineers who speak your language. NI delivers industry-leading technical support through online knowledge bases, our applications engineers and access to 14,000 measurement and automation professionals within NI Developer Exchange forums. Find immediate answers to your questions at ni.com/support.

We also offer service programs that provide automatic upgrades to your application development environment and higher levels of technical support. Visit ni.com/ssp.

Hardware Services

System Assurance Programs

NI system assurance programs are designed to make it even easier for you to own an NI system. These programs include configuration and deployment services for your NI PXI, CompactRIO, or Compact FieldPoint system. The NI Basic System Assurance Program provides a simple integration test and ensures that your system is delivered completely assembled in one box. When you configure your system with the NI Standard System Assurance Program, you can select from available NI system driver sets and application development environments to create customized, reorderable software configurations. Your system arrives fully assembled and tested in one box with your software preinstalled. When you order your system with the standard program, you also receive system-specific documentation including a bill of materials, an integration test report, a recommended maintenance plan, and frequently asked question documents. Finally, the standard program reduces the total cost of owning an NI system by providing three years of warranty coverage and calibration service. Use the online product advisors at ni.com/advisor to find a system assurance program to meet your needs.

Calibration Services

NI recognizes the need to maintain properly calibrated devices for high-accuracy measurements. We provide manual calibration procedures, services to recalibrate your products, and automated calibration software specifically designed for use by metrology laboratories. Visit ni.com/calibration.

Repair and Extended Warranty

NI provides complete repair services for our products. Express repair and advance replacement services are also available. We offer extended warranties to help you meet project life-cycle requirements. Visit ni.com/services.

14.4. Hoja de características del módulo analógico NI 9201.

Requirements and Compatibility | Ordering Information | Detailed Specifications | Pinouts/Front Panel Connections
For user manuals and dimensional drawings, visit the product page resources tab on ni.com.

Last Revised: 2012-12-18 15:53:16.0

8 Ch, ± 10 V, 500 kS/s, 12-Bit C Series Analog Input Module NI 9201



- Signal conditioning for high voltage (± 80 V), thermocouples, RTDs, accelerometers, microphones, strain gages, current inputs
- Advanced features such as smart TEDS sensor capability, antialiasing filters, open-thermocouple detection
- ± 10 V, or ± 80 V analog input ranges
- 12-, 16-, or 24-bit (delta-sigma) resolution
- Up to 800 kS/s multiplexed or up to 100 kS/s simultaneous-sampling analog-to-digital converter (ADC)
- Up to 32 channels per module
- Up to 2,300 Vrms isolation (withstand), up to 250 Vrms isolation (continuous)
- NIST-traceable calibration certificate for guaranteed accuracy

Overview

The NI 9201 is an NI C Series module for eight-channel analog input at a maximum aggregate rate of 500 kS/s. It represents an effective combination of channel count and speed at a low price for an economical multifunction system. As with the majority of C Series modules, the NI 9201 is protected from harmful voltage spikes of up to 2,300 Vrms. This means that no harmful voltage within the isolation rating can harm other modules in the system, the chassis, or any connected computer equipment. In addition to the absolute protection from the isolation, there is up to 100 V of overvoltage protection for errant signal connection or unexpected outputs to the individual channels. The NI 9201 has two connector options: a 10-position screw terminal connector for direct connectivity and a 25-position D-Sub connector. The industry-standard 25-position D-Sub connector provides low-cost cabling to a wide variety of accessories from NI or other vendors. Several vendors also deliver custom D-Sub cable fabrication services and can offer cables with a pinout to match your exact application needs. NI recommends the NI 9932 strain-relief connector accessory for the NI 9201. The NI 9934 (or other 25-pin D-Sub connector) is required for use with the NI 9201 with D-Sub module. The NI 9934 includes a screw-terminal connector with strain relief as well as a D-Sub solder cup backshell for creating custom cable assemblies.

[Back to Top](#)

Requirements and Compatibility

OS Information

- Real-Time OS
- Windows

Driver Information

- NI-DAQmx
- NI-RIO

Software Compatibility

- LabVIEW
- LabVIEW SignalExpress
- LabWindows/CVI
- Measurement Studio
- Visual C++
- Visual Studio
- Visual Studio .NET

[Back to Top](#)

Comparison Tables

Module	Signal Type	Channels	Sample Rate	Resolution (bits)
--------	-------------	----------	-------------	-------------------

Module	Signal Type	Channels	Sample Rate	Resolution (bits)
9201	Voltage	8	500 kS/s	12
9203	Current	8	200 kS/s	16
9205	Voltage	32 SE/16 DI	250 kS/s	16
9206	CAT I isolated voltage	16 DI	250 kS/s	16
9215	Voltage	4	100 kS/s per channel	16
9217	RTD	4	400 S/s	24
9221	Voltage	8	800 kS/s	12
9227	Current	4	50 kS/s per channel	24
9233	IEPE	4	50 kS/s per channel	24
9235/9236	Quarter-bridge	8	10 kS/s per channel	24
9237	Bridge	4	50 kS/s per channel	24

[Back to Top](#)

Application and Technology

High-accuracy C Series analog input modules for NI CompactDAQ and CompactRIO provide high-performance measurements for a wide variety of industrial, in-vehicle, and laboratory sensors and signal types. Each module includes built-in signal conditioning and an integrated connector with screw terminal or cable options for flexible and low-cost signal wiring. All modules feature CompactRIO Extreme Industrial Certifications and Ratings.

C Series Compatibility

The C Series hardware family features more than 50 measurement modules and several chassis and carriers for deployment. With this variety of modules, you can mix and match measurements such as temperature, acceleration, flow, pressure, strain, acoustic, voltage, current, digital, and more to create a custom system. Install the modules in one of several carriers to create a single module USB, Ethernet, or Wi-Fi system, or combine them in chassis such as NI CompactDAQ and CompactRIO to create a mixed-measurement system with synchronized measurements. You can install up to eight modules in a simple, complete NI CompactDAQ USB data acquisition system to synchronize all of the analog output, analog input, and digital I/O from the modules. For a system without a PC, CompactRIO holds up to eight modules and features a built-in processor, RAM, and storage for an embedded data logger or control unit. For higher-speed control, CompactRIO chassis incorporate a field-programmable gate array (FPGA) that you can program with NI LabVIEW software to achieve silicon-speed processing on I/O data from C Series modules.

C Series Compatibility

The C Series hardware family features more than 50 measurement modules and several chassis and carriers for deployment. With this variety of modules, you can mix and match measurements such as temperature, acceleration, flow, pressure, strain, acoustic, voltage, current, digital, and more to create a custom system. Install the modules in one of several carriers to create a single module USB, Ethernet, or Wi-Fi system, or combine them in chassis such as NI CompactDAQ and CompactRIO to create a mixed-measurement system with synchronized measurements. You can install up to eight modules in a simple, complete NI CompactDAQ USB data acquisition system to synchronize all of the analog output, analog input, and digital I/O from the modules. For a system without a PC, CompactRIO holds up to eight modules and features a built-in processor, RAM, and storage for an embedded data logger or control unit. For higher-speed control, CompactRIO chassis incorporate a field-programmable gate array (FPGA) that you can program with NI LabVIEW software to achieve silicon-speed processing on I/O data from C Series modules.

Advanced Features

When used with CompactRIO, C Series analog input modules connect directly to reconfigurable I/O (RIO) FPGA hardware to create high-performance embedded systems. The reconfigurable FPGA hardware within CompactRIO provides a variety of options for custom timing, triggering, synchronization, filtering, signal processing, and high-speed decision making for all C Series analog modules. For instance, with CompactRIO, you can implement custom triggering for any analog sensor type on a per-channel basis using the flexibility and performance of the FPGA and the numerous arithmetic and comparison function blocks built into the LabVIEW FPGA Module.

Key Features

- High-accuracy, high-performance analog measurements for any CompactRIO embedded system, R Series expansion chassis, or NI CompactDAQ chassis
- Screw terminals, BNC, D-Sub, spring terminals, strain relief, high voltage, cable, solder cup backshell, and other connectivity options
- Available channel-to-earth ground double-isolation barrier for safety, noise immunity, and high common-mode voltage range
- CompactRIO Extreme Industrial Certifications and Ratings
- Built-in signal conditioning for direct connection to sensors and industrial devices

Visit ni.com/compactrio or ni.com/compactdaq for up-to-date information on module availability, example programs, application notes, and other developer tools.

Connectivity Accessories

NI CompactDAQ and CompactRIO systems are designed to provide flexible options for low-cost field wiring and cabling. Most C Series modules have a unique connector block option that offers secure connections to your C Series system. Table 2 contains all of the connector blocks for C Series I/O modules.

Accessory	Description
NI 9932	10-position strain relief and high-voltage screw-terminal connector kit
NI 9933	37-pin D-Sub connector kit with strain relief and D-Sub shell
NI 9934	25-pin D-Sub connector kit with strain relief and D-Sub shell
NI 9935	15-pin D-Sub connector kit with strain relief and D-Sub shell
NI 9936	10-position screw-terminal plugs (quantity 10)
NI 9939	16-position connector kit with strain relief

Note: To meet shock and vibration requirements, you must affix ferrules to the ends of the wires on all screw-terminal connectors.

Table 2. Connector Blocks for C Series I/O Modules



Detailed Specifications

The following specifications are typical for the range -40 to 70 °C unless otherwise noted. All voltages are relative to COM unless otherwise noted. The specifications are the same for the NI 9201 and the NI 9221 unless otherwise noted.

Input Characteristics

Number of channels 8 analog input channels

ADC resolution 12 bits

Type of ADC Successive approximation register (SAR)

Sample rate (aggregate)		
Module	Maximum Sample Rate (R Series Expansion Chassis)	Maximum Sample Rate (All Other Chassis)
NI 9201, single channel	475 kS/s	800 kS/s
NI 9201, scanning	475 kS/s	500 kS/s
NI 9221	475 kS/s	800 kS/s

Input range

NI 9201 ± 10 V

NI 9221 ± 60 V

Operating voltage ranges ¹					
Module	Measurement Voltage, Channel-to-COM			Maximum Voltage, Channel-to-Earth Ground or COM-to-Earth Ground	
	Min (V)	Typ (V)	Max (V)	Screw Terminal	DSUB
NI 9201	± 10.3	± 10.53	± 10.8	250 V _{rms}	± 60 VDC
NI 9221	± 61.4	± 62.50	± 63.8		

Overvoltage protection (channel-to-COM) ± 100 V

NI 9201 accuracy (excludes noise)		
Measurement Conditions	Percent of Reading (Gain Error)	Percent of Range* (Offset Error)
Calibrated typ (25 °C, ± 5 °C)	$\pm 0.04\%$	$\pm 0.07\%$
Calibrated max (-40 to 70 °C)	$\pm 0.25\%$	$\pm 0.25\%$
Uncalibrated typ (25 °C, ± 5 °C)	$\pm 0.26\%$	$\pm 0.46\%$
Uncalibrated max (-40 to 70 °C)	$\pm 0.67\%$	$\pm 1.25\%$
* Range equals 10.53 V		

NI 9221 accuracy (excludes noise)		
Measurement Conditions	Percent of Reading (Gain Error)	Percent of Range* (Offset Error)
Calibrated typ (25 °C, ± 5 °C)	$\pm 0.04\%$	$\pm 0.07\%$
Calibrated max (-40 to 70 °C)	$\pm 0.25\%$	$\pm 0.25\%$
Uncalibrated typ (25 °C, ± 5 °C)	$\pm 0.26\%$	$\pm 0.43\%$
Uncalibrated max (-40 to 70 °C)	$\pm 0.67\%$	$\pm 1.06\%$
* Range equals 62.50 V		

Stability

Gain drift ± 34 ppm/°C

Offset drift

NI 9201 ± 100 μ V/°C

NI 9221 ± 580 μ V/°C



Input bandwidth (-3 dB)

NI 9201 690 kHz min

NI 9221 950 kHz min

Input impedance

Resistance 1 M Ω

Capacitance	5 pF
Input noise (code-centered)	
RMS	0.7 LSB _{rms}
Peak-to-peak	5 LSB
No missing codes	12 bits
DNL	−0.9 to 1.5 LSB
INL	±1.5 LSB
Crosstalk (at 10 kHz)	−75 dB
Settling time (to 1 LSB)	
NI 9201	2 μs
NI 9221	1.25 μs
MTBF	1,092,512 hours at 25 °C; Bellcore Issue 2, Method 1, Case 3, Limited Part Stress Method
 Note	Contact NI for Bellcore MTBF specifications at other temperatures or for MIL-HDBK-217F specifications.
Power Requirements	
Power consumption from chassis	
Active mode	1 W max
Sleep mode	1 mW max
Thermal dissipation (at 70 °C)	
Active mode	1 W max
Sleep mode	32 mW max
Physical Characteristics	
If you need to clean the module, wipe it with a dry towel.	
 Note	For two-dimensional drawings and three-dimensional models of the C Series module and connectors, visit ni.com/dimensions and search by module number.
Screw-terminal wiring	12 to 24 AWG copper conductor wire with 10 mm (0.39 in.) of insulation stripped from the end
Torque for screw terminals	0.5 to 0.6 N · m (4.4 to 5.3 lb · in.)
Ferrules	0.25 mm ² to 2.5 mm ²
Weight	
NI 9201/9221 with screw terminal	150 g (5.3 oz)
NI 9201/9221 with DSUB	145 g (5.1 oz)
Safety	
Safety Voltages	
Connect only voltages that are within the following limits.	
Channel-to-COM	±60 VDC max
NI 9201/9221 with Screw Terminal Isolation Voltages	
Channel-to-channel	None
Channel-to-earth ground	
Continuous	250 V _{rms} , Measurement Category II
Withstand	2,300 V _{rms} , verified by a 5 s dielectric withstand test
Measurement Category II is for measurements performed on circuits directly connected to the electrical distribution system. This category refers to local-level electrical distribution, such as that provided by a standard wall outlet, for example, 115 V for U.S. or 230 V for Europe.	
 Caution	Do not connect the NI 9201/9221 with screw terminal to signals or use for measurements within Measurement Categories III or IV.
NI 9201/9221 with DSUB Isolation Voltages	
Channel-to-channel	None
Channel-to-earth ground	
Continuous	60 VDC, Measurement Category I
Withstand	1,000 V _{rms} , verified by a 5 s dielectric withstand test

Measurement Category I is for measurements performed on circuits not directly connected to the electrical distribution system referred to as MAINS voltage. MAINS is a hazardous live electrical supply system that powers equipment. This category is for measurements of voltages from specially protected secondary circuits. Such voltage measurements include signal levels, special equipment, limited-energy parts of equipment, circuits powered by regulated low-voltage sources, and electronics.



Caution Do not connect the NI 9201/9221 with DSUB to signals or use for measurements within Measurement Categories II, III, or IV.

Hazardous Locations

U.S. (UL)	Class I, Division 2, Groups A, B, C, D, T4; Class I, Zone 2, AEx nC IIC T4
Canada (C-UL)	Class I, Division 2, Groups A, B, C, D, T4; Class I, Zone 2, Ex nC IIC T4
Europe (DEMKO)	EEx nC IIC T4

Safety Standards

This product is designed to meet the requirements of the following standards of safety for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- IEC 61010-1, EN 61010-1
- UL 61010-1, CSA 61010-1



Note For UL and other safety certifications, refer to the product label or the [Online Product Certification](#) section.

Electromagnetic Compatibility

This product meets the requirements of the following EMC standards for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- EN 61326 (IEC 61326): Class A emissions; Industrial immunity
- EN 55011 (CISPR 11): Group 1, Class A emissions
- AS/NZS CISPR 11: Group 1, Class A emissions
- FCC 47 CFR Part 15B: Class A emissions
- ICES-001: Class A emissions



Note For the standards applied to assess the EMC of this product, refer to the [Online Product Certification](#) section.



Note For EMC compliance, operate this device with double-shielded cables.

CE Compliance

This product meets the essential requirements of applicable European Directives, as amended for CE marking, as follows:

- 2006/95/EC: Low-Voltage Directive (safety)
- 2004/108/EC: Electromagnetic Compatibility Directive (EMC)

Online Product Certification

Refer to the product Declaration of Conformity (DoC) for additional regulatory compliance information. To obtain product certifications and the DoC for this product, visit ni.com/certification, search by module number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Shock and Vibration

To meet these specifications, you must panel mount the system. If you are using the NI 9201/9221 with screw terminal, you also must either affix ferrules to the ends of the terminal wires or use the NI 9932 backshell kit to protect the connections.

Operating vibration

Random (IEC 60068-2-64)	5 g _{rms} , 10 to 500 Hz
Sinusoidal (IEC 60068-2-6)	5 g, 10 to 500 Hz
Operating shock (IEC 60068-2-27)	30 g, 11 ms half sine, 50 g, 3 ms half sine, 18 shocks at 6 orientations

Environmental

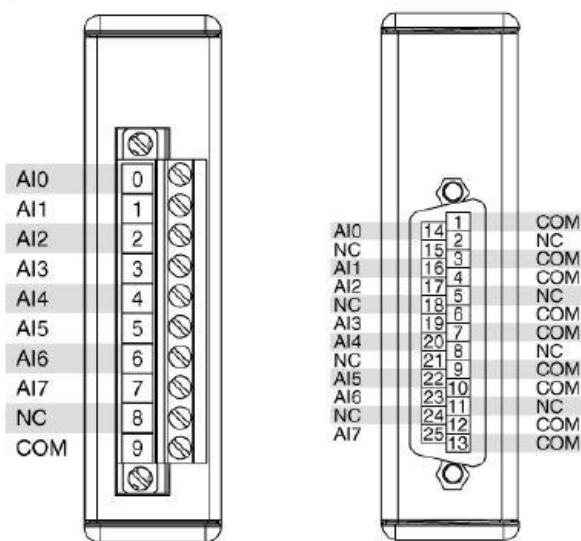
National Instruments C Series modules are intended for indoor use only but may be used outdoors if installed in a suitable enclosure. Refer to the manual for the chassis you are using for more information about meeting these specifications.

Operating temperature (IEC 60068-2-1, IEC 60068-2-2)	–40 to 70 °C
Storage temperature (IEC 60068-2-1, IEC 60068-2-2)	–40 to 85 °C
Ingress protection	IP 40
Operating humidity (IEC 60068-2-56)	10 to 90% RH, noncondensing
Storage humidity (IEC 60068-2-56)	5 to 95% RH, noncondensing
Maximum altitude	2,000 m
Pollution Degree	2

Environmental Management

National Instruments is committed to designing and manufacturing products in an environmentally responsible manner. NI recognizes that eliminating certain hazardous substances from our products is beneficial not only to the environment but also to NI customers.

Pinouts/Front Panel Connections



NI 9201/9221 Terminal and Pin Assignments

[Back to Top](#)

©2010 National Instruments. All rights reserved. CompactRIO, CVI, FieldPoint, LabVIEW, Measurement Studio, National Instruments, National Instruments Alliance Partner, NI, ni.com, NI CompactDAQ, and SignalExpress are trademarks of National Instruments. The mark LabWindows is used under a license from Microsoft Corporation. Windows is a registered trademark of Microsoft Corporation in the United States and other countries. Other product and company names listed are trademarks or trade names of their respective companies. A National Instruments Alliance Partner is a business entity independent from National Instruments and has no agency, partnership, or joint-venture relationship with National Instruments.

[My Profile](#) | [RSS](#) | [Privacy](#) | [Legal](#) | [Contact NI](#) © 2012 National Instruments Corporation. All rights reserved.